



FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA MECÂNICA

Estudo do Comportamento Mecânico de Pontes Dentárias

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia
Mecânica na Especialidade de Produção e Projeto

Autor

Pedro Tavares de Oliveira

Orientador

Maria Augusta Neto

Júri

	Professora Doutora Ana Paula Bettencourt Martins
Presidente	Amaro Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra
Vogais	Professor Doutor Pedro Miguel Gomes Nicolau Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra
Orientador	Professora Doutora Maria Augusta Neto Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra

Coimbra, Setembro, 2015

“Que ninguém se engane, só se consegue a simplicidade através de muito trabalho.”

Clarice Lispector

Agradecimentos

Agradeço à Professora Doutora Maria Augusta Neto pela orientação, pela disponibilidade e pelo apoio prestado ao longo de toda a dissertação.

À Doutora Ana Lúcia de Pereira Neves Messias pelo auxílio dado na fase final do trabalho.

Aos amigos, colegas e docentes do Departamento de Engenharia Mecânica da FCTUC, por me terem acompanhado ao longo da minha formação académica, tornando possível chegar à última fase deste percurso.

Por último, e não menos importante, agradeço à minha família, em especial aos meus pais e irmão, por serem os principais responsáveis pela concretização desta longa jornada académica.

Resumo

Com este trabalho pretende-se analisar o comportamento mecânico das pontes dentárias direitas, pontes dentárias curvas e a influência do revestimento cerâmico nas pontes dentárias.

Destacam-se duas fases principais do trabalho e, conseqüentemente, a utilização de dois programas informáticos distintos: SOLIDWORKS e ADINA.

Numa fase inicial, com recurso ao programa SOLIDWORKS, foi feita a construção e montagem de todos os componentes que constituem o modelo das pontes dentárias. Seguidamente, importou-se o modelo CAD para o programa de método de elementos finitos ADINA, para a análise do comportamento mecânico e estrutural das pontes dentárias, quando sujeitas a diferentes valores de carregamento, e a influência que o revestimento cerâmico tem no que concerne a tensões e deslocamentos.

Num total de trinta e sete simulações realizadas no programa ADINA, os resultados obtidos mostram diferentes valores de deslocamentos e tensões, para as mesmas condições de carregamento, nas pontes dentárias direitas e pontes dentárias curvas. O revestimento cerâmico demonstra diferentes influências, no alívio de tensões e diminuição de deslocamentos, entre os dois tipos de pontes dentárias.

Palavras-chave: Método dos Elementos Finitos, Pontes dentárias, Revestimento cerâmico, Deslocamentos, Tensões.

Abstract

The aim of this work is to analyze the mechanical behavior of the straight dental bridges, curved dental bridges and the influence of ceramic veneering on dental bridges.

This work is divided in two stages where two different computer programs were used: SOLIDWORKS and ADINA.

Initially, using SOLIDWORKS, the construction and assembly of all components that constitute the model of the dental bridges was made. In the second stage the CAD model was imported to the finite element method program ADINA in order to evaluate the mechanical and structural behavior of dental bridges when subjected to different loads and the influence of the ceramic veneering on stresses and displacements.

For a total of thirty-seven simulations at ADINA program, the results show different displacements and stresses values for the same loading conditions on the right dental bridges and curved dental bridges. The ceramic veneering show different influences on the stress relief and reduction of displacement between the two types of dental bridges.

Keywords Finite Element Method, Dental bridges, Ceramic veneer, Displacements, Stresses

Índice

Índice de Figuras	xi
Índice de Tabelas	xiv
Simbologia e Siglas	xvi
Simbologia.....	xvi
Siglas	xvi
1. Introdução.....	1
2. Revisão Bibliográfica	3
2.1. Prótese dentária.....	3
2.2. Biocompatibilidade.....	4
2.3. Biomateriais	4
2.3.1. Metais e Ligas.....	4
2.3.2. Polímeros.....	5
2.3.3. Compósitos.....	5
2.3.4. Cerâmicos.....	6
2.3.4.1. Zircónia	7
2.3.5. Falhas nas restaurações cerâmicas.....	7
3. Modelo Geométrico.....	9
3.1. Pontes dentárias	9
3.2. Implantes.....	11
3.3. Pilares protéticos.....	13
3.4. Carga	14
3.5. Cimento.....	15
3.6. Revestimento	16
3.7. Assemblagem do modelo.....	17
4. Análise Numérica de Elementos Finitos	19
4.1. Discretização e tipo de elemento	20
4.2. Condições de fronteira e contactos	21
4.3. Propriedades mecânicas dos materiais.....	23
4.4. Propriedades mecânicas da resina.....	24
4.5. Seleção do comprimento de elemento finito.....	25
5. Análise de Resultados.....	29
5.1. Pontes sem revestimento	32
5.1.1. Ponte direita.....	32
5.1.2. Ponte curva	37
5.1.3. Ponte direita Vs. ponte curva.....	40
5.1. Pontes com revestimento	43
5.1.1. Ponte direita.....	43
5.1.2. Ponte curva	45

5.1.1. Ponte direita. Vs. ponte curva.	47
<u>6. Conclusões</u>	49
Referências Bibliográficas	51
Anexo A	53

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 - Mandíbula com uma prótese dentária feita pelos Etruscos (Bergmann & Stumpf, 2013).....	3
Figura 3.1 - Sistema FDI para a identificação simbólica dos dentes.....	10
Figura 3.2 - Modelo da ponte direita numa vista frontal.....	10
Figura 3.3 - Modelo da ponte direita numa vista de topo.....	10
Figura 3.4 - Modelo da ponte curva numa vista frontal.....	11
Figura 3.5 - Modelo da ponte curva numa vista de topo.....	11
Figura 3.6 - Implante construído em SOLIDWORKS.....	12
Figura 3.7 - Pilar protético inicial cilíndrico (a) e pilar protético final digitalizado (b).....	13
Figura 3.8 - Geometria da carga inicial (a) e geometria da carga final (b).....	14
Figura 3.9 - Geometria gerada para o cimento.....	15
Figura 3.10 - Aspeto interior do cimento.....	15
Figura 3.11 – Revestimento da ponte direita gerado no SOLIDWORKS, com o aspeto sólido (à esquerda) e aspeto transparente (à direita).....	16
Figura 3.12 - Revestimento da ponte curva gerado no SOLIDWORKS, com o aspeto sólido (à esquerda) e aspeto transparente (à direita).....	16
Figura 3.13 - Sobreposição dos modelos da ponte curva com a ponte direita.....	17
Figura 3.14 - Vista explodida da assemblagem da ponte direita sem revestimento.....	17
Figura 3.15 - Ponto de aplicação da carga na ponte com revestimento.....	18
Figura 4.1 - Esquema representativo da análise de elementos sólidos. Adaptado de (Dinis, 2006).....	20
Figura 4.2 – Diversos tipos de elementos 3D (ADINA R & D, Inc., 2012).....	20
Figura 4.3 - Condições de fronteira aplicadas.....	22
Figura 4.4 - Pontos referentes à geometria da carga.....	22
Figura 4.5 - Evolução do tempo de computação em função da diminuição do comprimento do elemento, para uma carga aplicada de 200 N.....	26
Figura 4.6 - Evolução do deslocamento máximo y, em função da diminuição do comprimento do elemento, para uma carga aplicada de 200 N.....	27
Figura 5.1 – Esquema das simulações realizadas para a ponte direita sem revestimento. ...	29
Figura 5.2 – Esquema das simulações realizadas para a ponte curva sem revestimento. ...	30

Figura 5.3 - Esquema das simulações realizadas para a ponte direita com revestimento. REV.1 – Porcelana feldspática 1; REV.2 – Dissilicato de lítio; REV.3 – Porcelana feldspática 2.	30
Figura 5.4 - Esquema das simulações realizadas para a ponte curva com revestimento. REV.1 – Porcelana feldspática 1; REV.2 – Dissilicato de lítio; REV.3 – Porcelana feldspática 2.	31
Figura 5.5 – Distribuição de deslocamentos segundo o eixo y, em metros, na ponte direita, para uma força aplicada de 200 N.....	32
Figura 5.6 – Representação dos deslocamentos em função do aumento da força, para a ponte direita.....	33
Figura 5.7 – Distribuição de tensões de <i>von Mises</i> , em Pa, na ponte direita, para uma força aplicada de 200 N.....	35
Figura 5.8 – Vista em corte no plano YZ, das pontes direita, na zona de aplicação da carga, para uma força de 200N (à esquerda) e 50N (à direita).	36
Figura 5.9 - Distribuição de deslocamentos, em metros, na ponte curva, para uma força aplicada de 200 N.....	37
Figura 5.10 – Representação dos deslocamentos em função do aumento da força, para a ponte curva.	38
Figura 5.11 - Distribuição de tensões, em Pa, na ponte curva, para uma força aplicada de 200 N.....	39
Figura 5.12 - Vista em corte no plano YZ, das pontes curvas, na zona de aplicação da carga, para uma força de 200N (à esquerda) e 50N (à direita).	40
Figura 5.13 - Representação dos deslocamentos em função do aumento da força, para a ponte direita e ponte curva.	41
Figura 5.14 – Distribuição de tensões para uma força de 200 N, segundo a vista em corte no plano YZ, na zona de aplicação da carga, das pontes direita (à esquerda) e curva (à direita).	41
Figura 5.15 – Ampliação da zona de contacto entre a carga e a ponte direita (à esquerda) e ponte curva (à direita).	42
Figura 5.16 - Propagação de tensões nas pontes dentárias direita (à esquerda) e curva (à direita).	42
Figura 5.17 - Distribuição de tensões para uma força de 200 N, segundo a vista em corte no plano YZ, na zona de aplicação da carga: a) Porcelana feldspática 1; b) Porcelana feldspática 2; c)Dissilicato de lítio.....	44
Figura 5.18 - Distribuição de tensões para uma força de 200 N, segundo a vista em corte no plano YZ, na zona de aplicação da carga. Porcelana feldspática 1 (a); Porcelana feldspática 2 (b); (c) Dissilicato de lítio.....	46
Figura 5.19 – Perfil interior da zircónia na ponte direita (à esquerda) e ponte curva (à direita).	47
Figura 5.20 - Distância do ponto de aplicação da carga à base do bloco de resina. Ponte direita (à esquerda) e ponte curva (à direita).....	48

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1 - Características referentes ao tipo de implante utilizado.	12
Tabela 4.1 - Módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (ν) dos materiais utilizados nas simulações numéricas.....	23
Tabela 4.2 - Módulo de elasticidade (E) e deslocamentos máximos obtidos.	24
Tabela 4.3 - Tempo total de computação correspondente a cada comprimento de elemento.	25
Tabela 4.4 - Deslocamento máximo obtido em função da diminuição do comprimento do elemento.	26
Tabela 5.1 - Conversão dos valores de força para valores de pressão.	32
Tabela 5.2 - Deslocamentos numéricos Vs. deslocamentos experimentais, para uma força aplicada de 200N.....	34
Tabela 5.3 - Deslocamentos da ponte direita, para os três materiais de revestimento.	43
Tabela 5.4 - Deslocamentos da ponte curva, para os três materiais de revestimento.	45
Tabela 5.5 - Deslocamentos relativos à ponte curva sem revestimento.	45
Tabela 0.1 – Resultados dos deslocamentos obtidos das 37 simulações realizadas.	53

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

A – Área da superfície

E – Módulo de Elasticidade

F – Força

P – Pressão

ν – Coeficiente de Poisson

Siglas

3D – Tridimensional

ADINA – Programa informático

CAD – *Computer Aided Design*

FDI – Federação Dentária Internacional

FPD – *Fixed partial denture*

MEF – Método de Elementos Finitos

SI – Sistema Internacional de Unidades

SOLIDWORKS – Programa informático

Y-TZP – *Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal*

1. INTRODUÇÃO

A estabilidade química, a biocompatibilidade e a estética superior dos materiais cerâmicos em relação aos materiais metalo-cerâmicos, são propriedades que têm dado um forte contributo na utilização de próteses fixas cerâmicas e coroas. (Bottino, Valandro, & Faria, 2009). Nos últimos anos, novos materiais cerâmicos, com diferentes propriedades, têm sido lançados no mercado, levando a que a escolha do material ideal para cada paciente na área da Odontologia, seja uma tarefa difícil.

Na indústria odontológica surgiram vários problemas com os materiais cerâmicos, quando sujeitos a uma carga externa, apresentam estados de tensão indesejados, podendo surgir falhas ou defeitos que conduzem a desgaste ou destruição do material. Este trabalho visa perceber e detetar as possíveis origens de alguns destes fenómenos.

O objetivo deste trabalho visa essencialmente analisar o comportamento mecânico das pontes dentárias direita e curva, nomeadamente ao nível de deslocamentos e tensões e qual a influência do revestimento cerâmico nas pontes dentárias. Neste estudo foram consideradas quatro montagens distintas:

- A ponte direita sem revestimento;
- A ponte curva sem revestimento;
- A ponte direita com revestimento;
- A ponte curva com revestimento.

Foi feita uma construção do modelo numérico, através de aplicação do método dos elementos finitos (MEF), que permitiu analisar as diferenças entre os modelos sem revestimento e com revestimento e as pontes direita e curva.

Esta dissertação encontra-se organizada em quatro secções principais. A primeira parte corresponde à revisão bibliográfica, onde se aborda a história da prótese dentária, as suas origens, o conceito de biocompatibilidade, as diversas classes de materiais, com destaque para os cerâmicos e ainda as principais falhas nas restaurações cerâmicas.

Na segunda fase é feita uma descrição do modelo geométrico e como foi feita a sua obtenção. Em seguida, na terceira secção, aborda-se o método dos elementos finitos, onde se explica detalhadamente todos os estudos numéricos realizados.

Por último, são apresentados e discutidos todos os resultados decorrentes dos estudos numéricos e descritas as conclusões principais do trabalho.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Prótese dentária

A prótese dentária pertence à Odontologia onde os dentes naturais são substituídos por dentes artificiais, criando elementos protéticos móveis ou fixos e geralmente feitos a partir de diferentes materiais. Há milhares de anos atrás, Hipócrates e Aristóteles, escreveram no âmbito da Odontologia sobre o uso de fios para estabilizar dentes e maxilares fraturados (Association, 2015). A substituição de dentes tem sido praticada desde 700 A.C. pelos Etruscos (Figura 2.1) e no Império Romano no primeiro século A.C. (Jidige Vamshi Krishna, 2009). No século XVIII, os materiais protéticos utilizados eram os próprios dentes humanos, dentes de animais esculpidos, marfim e porcelana. Ainda no decorrer do século XVIII, Pierre Fauchard tornou-se o primeiro homem a escrever um livro na área da Medicina Dentária e a desenvolver os primeiros utensílios utilizados em próteses dentárias.

A técnica de fazer porcelana ainda demorou alguns anos a ser dominada, mas em 1774 Alexis Duchateau fez, com sucesso, os primeiros dentes de porcelana (Jones, 1985). Desde então, a prótese dentária tem vindo a ser aperfeiçoada. As primeiras coroas e ligas de porcelana foram feitas em 1886, sofrendo uma evolução na década de 1950 com a introdução de leucita (um mineral do grupo dos feldspatóides), melhorando de forma significativa as propriedades das coroas e das restaurações cerâmicas (Bergmann & Stumpf, 2013). As primeiras próteses totalmente cerâmicas só ficaram disponíveis no mercado na década de 1980 (Kevin L. Ong, 2014).



Figura 2.1 - Mandíbula com uma prótese dentária feita pelos Etruscos (Bergmann & Stumpf, 2013).

2.2. Biocompatibilidade

A biocompatibilidade pode ser definida como a capacidade que um material possui para desencadear uma resposta biológica própria, numa determinada aplicação no corpo (Nicholson, 2002). A reforçar esta definição temos a ideia de que um único material não pode ser biologicamente compatível em todas as aplicações, como por exemplo, um material que seja biocompatível como uma coroa pode não o ser como um implante dentário. Nesta definição encontra-se também subjacente uma expectativa para o desempenho biológico do material. Num implante, colocado no osso, é expectável que o material permita a integração entre o osso e o implante. Desta forma, uma resposta biológica adequada para o implante é a osseointegração. No entanto a biocompatibilidade de um material depende essencialmente da função que irá desempenhar e consequentemente a resposta biológica surgirá daí.

A biocompatibilidade é um ramo muito abrangente baseando-se em conhecimentos na ciência dos materiais, bioengenharia, bioquímica, biologia molecular, engenharia têxtil entre outros.

2.3. Biomateriais

Os biomateriais dentários podem ser classificados em quatro classes, nomeadamente: metais, polímeros, cerâmicos, incluindo vidros, e compósitos (Yoruç & Şener, 2012). Estas classes diferem em diversas propriedades, nomeadamente em termos de densidade, rigidez, translucidez e ainda o método de processamento, aplicação, e custo. A classe dos compósitos é uma combinação de duas ou mais classes que cria materiais que podem ser alterados para aplicações específicas. Exigências como a estética, a rigidez e a osseointegração determinam a escolha da classe de um material. O projeto de restauração e a classe do material são sempre estruturados de forma a conseguirem alcançar o melhor resultado possível para o paciente.

2.3.1. Metais e Ligas

Os metais e ligas são usados em praticamente todas as aspetos da prática odontológica, designadamente nos laboratórios de próteses dentárias, em restaurações dentárias, nos implantes e nos instrumentos utilizados na prática dentária. Os metais e as

ligas metálicas detêm propriedades (elétricas, óticas, físicas, químicas e térmicas) únicas entre os tipos de materiais de base e são adequados para várias aplicações dentárias.

Apesar dos materiais com uma cor semelhante à do dente serem muitas vezes pretendidos para restaurações, os metais proporcionam elevada rigidez e longevidade em aplicações dentárias a longo prazo, que na maioria das vezes não seria tão viável como noutras classes de materiais. Os metais apresentam características como elevada dureza, opacidade e ainda podem ser sujeitos a acabamentos superficiais como o polimento. No entanto, uma grande desvantagem dos metais prende-se com a possibilidade de corrosão, quando este se encontra em meio aquoso (Katti, 2004). Devido à elevada biocompatibilidade e às suas propriedades mecânicas, o titânio tornou-se um dos metais mais utilizados na cirurgia oral (Afonso, 1998).

2.3.2. Polímeros

Os polímeros são geralmente usados em aplicações como, bases de prótese, protetores bucais desportivos, restaurações dentárias, selantes, cimentos, restaurações provisórias, entre outros. Enquanto classe, os polímeros são moldáveis, podendo ser opacos ou translúcidos, de baixa densidade, de baixa dureza e ainda são maus condutores elétricos e maus condutores térmicos. Das quatro classes de materiais apresentadas, os polímeros são aqueles que têm a menor rigidez, a menor estabilidade funcional e o ponto de fusão mais baixo.

2.3.3. Compósitos

Os compósitos consistem na combinação de duas ou mais classes de materiais. Na odontologia, o composto mais comum é a combinação entre um material polimérico e um material cerâmico, em que o polímero é utilizado para ligar as partículas de cerâmica.

Os compósitos de matriz polimérica, são usados como selantes, restaurações provisórias, dentes artificiais, revestimentos, cimentos, entre outros (Terry, 2011). Os compósitos dentários são moldáveis, podendo ser maquináveis, opacos ou translúcidos, com uma rigidez e dureza moderadas, são bons isolantes térmicos e elétricos e são pouco solúveis.

2.3.4. Cerâmicos

Os cerâmicos possuem no geral uma elevada dureza, apresentando uma baixa resistência mecânica comparativamente aos metais, são maus condutores térmicos e elétricos e são ainda muito usados no fabrico de restaurações dentárias. Podendo ser opacos ou translúcidos, um cerâmico possui características únicas, dentro das diversas classes de materiais, sendo muito apreciadas na Odontologia. Contudo os cerâmicos demonstram um pequeno comportamento plástico sendo por isso considerados frágeis, mas no geral as suas curvas de tensão são geralmente lineares sem deformação plástica. A cerâmica é usada em restaurações odontológicas, como coroas com cobertura total ou parcial e dentes artificiais ou próteses dentárias. (Borba, 2010)

A porcelana refere-se a uma gama de composição específica de materiais cerâmicos produzidos através de uma mistura de caulino, quartzo, feldspato e cozedura a alta temperatura. As cerâmicas odontológicas utilizadas para restaurações metalo-cerâmicas pertencem a essa gama de composição e são geralmente designadas como porcelanas dentárias. (Borba, 2010)

A parte laboratorial de uma restauração cerâmica é geralmente feita num laboratório dentário comercial, por um técnico especializado, que trabalha com equipamentos especializados para as especificações da forma e da cor facultados pelo dentista.

As propriedades das cerâmicas odontológicas dependem da sua composição, da microestrutura e a da quantidade de defeitos presentes. A quantidade de reforço da base cristalina determina a força do material e a resistência à propagação de fendas, assim como as suas propriedades óticas.

As cerâmicas são frágeis essencialmente devido a defeitos de fabrico, a defeitos superficiais e conseqüente fratura. Os mecanismos de fratura cercam a propagação das fissuras destas falhas. As inclusões estão muitas vezes ligadas à limpeza inapropriada da estrutura metálica e a não utilização de ferramentas esterilizadas. A porosidade existente nas restaurações de cerâmica vítrea, tem sido identificada como o local de iniciação da fratura (Borba, 2010)

As fissuras superficiais são induzidas geralmente por processos de maquinação ou retificação. As cerâmicas odontológicas são submetidas a uma carga repetida (cíclica) num ambiente húmido (mastigação), condições estas que são ideais para a extensão de

defeitos ou fissuras pré-existentes. Este fenómeno, chamado de crescimento lento de fissuras, pode contribuir para uma grave redução da preservação das restaurações cerâmicas (Gonzaga, Cesar, Jr., & Yoshimura, 2010)

2.3.4.1. Zircónia

A zircónia consiste num dióxido de zircónio cristalino, sendo as suas propriedades mecânicas muito idênticas aos metais e a sua cor semelhante à cor do dente. Ao longo do tempo, a resistência à fratura tem vindo a aumentar progressivamente a partir da cerâmica de vidro (320 MPa), para alumina (547 MPa) e por último para a zircónia (900 MPa). Este material tem propriedades mecânicas análogas às do aço inoxidável. A sua resistência à tração atinge valores na ordem de 900-1,200 MPa e a sua resistência à compressão é de aproximadamente 2.000 MPa (Khamverdi & Moshiri, 2013).

A zircónia tetragonal (Y-TZP) estabilizada a partir de óxido de ítrio, tem vindo a adquirir uma crescente utilização na Odontologia, devido às suas boas propriedades mecânicas. Comparativamente a outras cerâmicas dentárias, as suas propriedades mecânicas são bastante superiores, tais como, uma elevada resistência à flexão e elevada tenacidade à fratura. (Taddeo, 2013).

O ZrO_2 é um material polimórfico com três estruturas cristalinas diferentes: a fase monoclinica é estável até 1,170° C, altura em que se transforma na fase tetragonal, a qual fica estável até 2,370° C, e a fase cúbica que existe até ao ponto de fusão a 2,680° C. (Eliaz, 2012)

2.3.5. Falhas nas restaurações cerâmicas

Apesar das boas propriedades mecânicas da cerâmica e de ser usada largamente na Odontologia ao longo de décadas, ainda não foram eliminados e identificados muitos problemas que caracterizam as restaurações cerâmicas. As causas apontadas por diversos estudos clínicos apontam para fratura dos conectores (Aboushelib, Feilzer, & Kleverlaan, 2009); (Kern, 2005), fratura da coroa (Christensen & Ploeger, 2010), fenómenos de *chipping* ou lascagem (Raigrodski, et al., 2006); (Molin & Karlsson, 2008), cáries (Goodacre, Bernal, Rungcharassaeng, & Kan, 2003), entre outros.

3. MODELO GEOMÉTRICO

Existem diversos parâmetros inerentes à construção dos modelos numéricos e respectivas simulações, como é o caso da conceção de modelos de pontes dentárias. Assim sendo, é muito difícil replicar fielmente o sistema anatómico de uma ponte dentária, devido às estruturas constituintes do sistema apresentarem geometrias complexas e serem constituídas por mais do que um tipo de material. No decorrer deste capítulo descreve-se como foi feita a construção e assemblagem do modelo geométrico tridimensional.

3.1. Pontes dentárias

Ao longo da sua vida, os seres humanos têm dois conjuntos de dentes. O primeiro conjunto a nascer na boca é chamado de dentição primária ou dentição decídua (também conhecido por dentes de leite), e permanece até aos 6 anos de idade aproximadamente. A partir desta idade, começam a nascer os primeiros dentes pertencentes à dentição permanente. Esta dentição apenas fica completa entre os 14 e os 15 anos de idade, exceto os terceiros molares (vulgarmente conhecidos por dentes do siso), que surgem apenas entre os 18 e os 25 anos de idade. A dentição permanente completa é constituída no total por 32 dentes (Nelson, 2015).

Na Figura 3.1 está disposto o sistema de dois dígitos da FDI (Federação Dentária Internacional) para a dentição permanente, nesta designação o primeiro dígito indica o quadrante, de 1 a 4, e o segundo dígito indica o número do dente dentro do quadrante a que pertence. Para dar um exemplo de leitura, escolhendo o incisivo central superior direito, que corresponde ao número 11, deve pronunciar-se “um um” e não “onze” (Nelson, 2015). As pontes dentárias em estudo correspondem aos dentes 11, 12, 21 e 22.

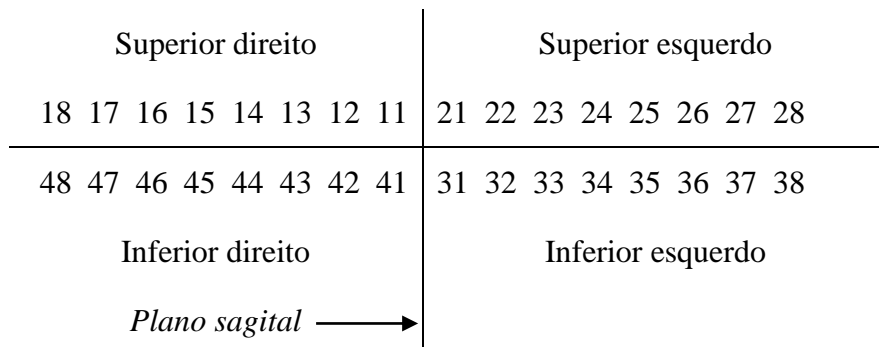


Figura 3.1 - Sistema FDI para a identificação simbólica dos dentes.

A geometria das pontes de zircónia FPD, foi digitalizada com recurso ao princípio de triangulação ótica (Nerosky, 2001). Em seguida o modelo gerado foi importado para um programa de CAD, neste caso foi utilizado o programa SOLIDWORKS (Dassault Systèmes ©2014). Nas Figura 3.2 e na Figura 3.3, apresenta-se a geometria da ponte direita numa vista frontal e de topo.

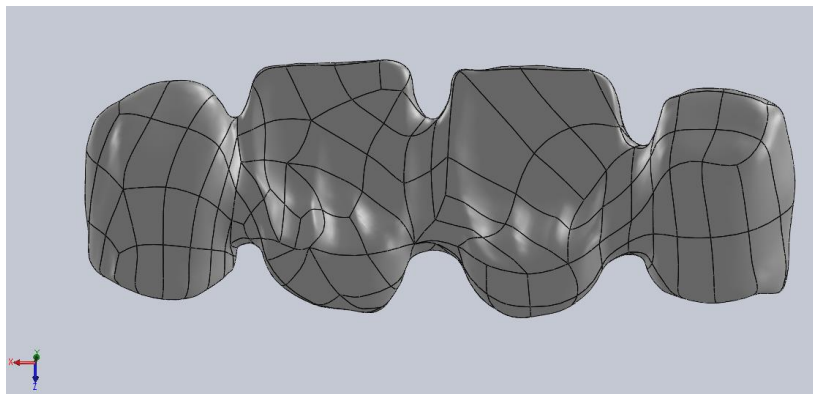


Figura 3.2 - Modelo da ponte direita numa vista frontal.

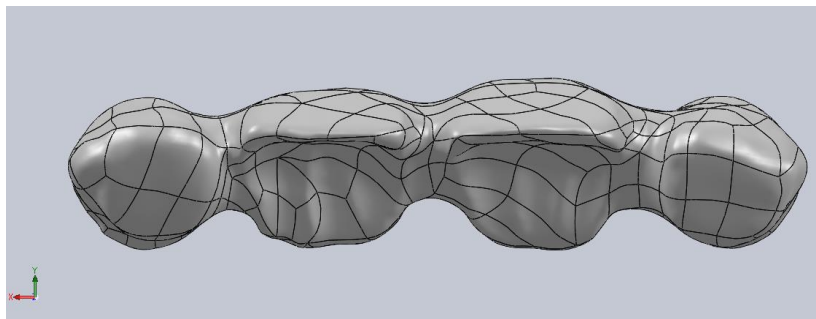


Figura 3.3 - Modelo da ponte direita numa vista de topo.

A geometria da ponte curva pode ser vista igualmente numa perspetiva frontal e de topo na Figura 3.4 e na Figura 3.5, respetivamente.

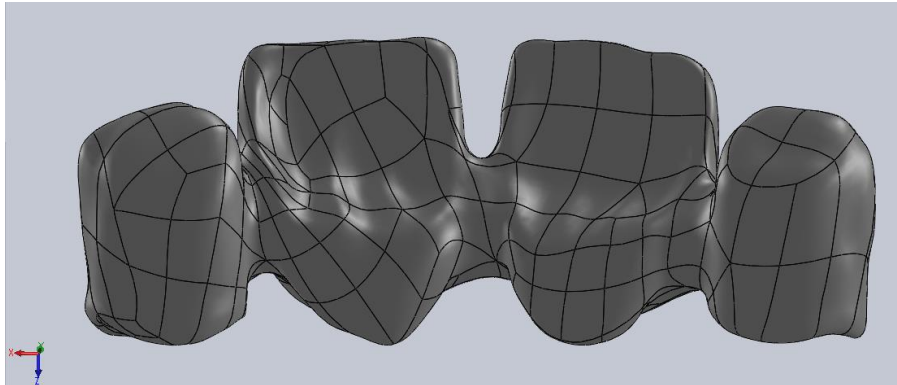


Figura 3.4 - Modelo da ponte curva numa vista frontal.

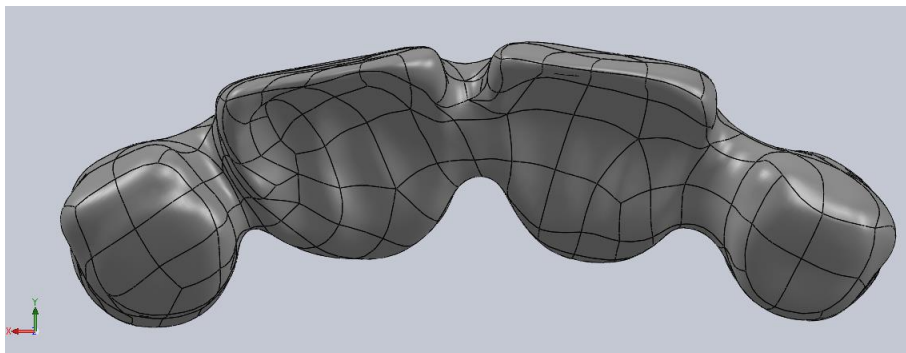



Figura 3.5 - Modelo da ponte curva numa vista de topo.

3.2. Implantes

A geometria dos implantes não pôde ser obtida pelo mesmo processo das pontes dentárias, uma vez que estes se encontravam envoltos pela resina. Foi feita uma pesquisa com vista a obter a peça em formato CAD, contudo não foi possível obter a referida peça. A solução encontrada foi proceder à construção do modelo no SOLIDWORKS, tentando replicar a peça homóloga experimental com base nas dimensões principais anunciadas pelo fabricante. Os implantes utilizados são dois Astra Tech OsseoSpeed™ 4.0S, cujas dimensões podem ser vistas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Características referentes ao tipo de implante utilizado.

		Tipo	Dimensões [mm]	Referência
Implante		OsseoSpeed™	4,0x13	24989

A partir das dimensões definidas pelo fabricante (Tabela 3.1), foi construído o modelo no SOLIDWORKS, cuja geometria final pode ser vista na Figura 3.6.

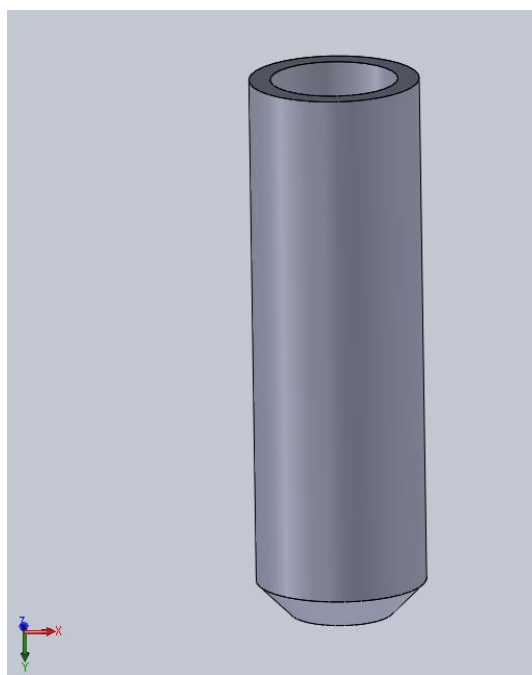


Figura 3.6 - Implante construído em SOLIDWORKS.

3.3. Pilares protéticos

Nas primeiras simulações realizadas, os pilares protéticos tinham uma forma geométrica bastante simples, do tipo cilíndrico, não obedecendo com rigor a forma geométrica exata dos pilares utilizados. Só na fase final deste trabalho, foi possível fazer uma digitalização dos pilares, segundo o princípio aplicado nas pontes, correspondentes ao modelo geométrico experimental. A diferença de geometria entre os dois observa-se na Figura 3.7.

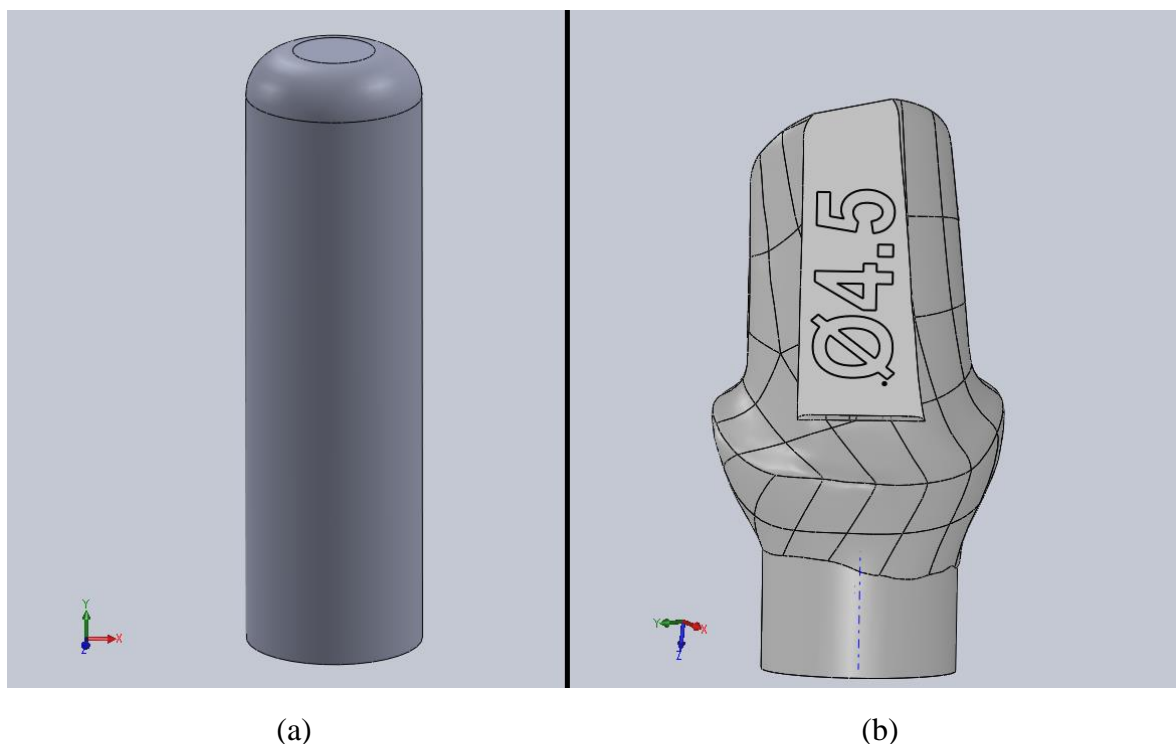


Figura 3.7 - Pilar protético inicial cilíndrico (a) e pilar protético final digitalizado (b).

A geometria do pilar protético da Figura 3.7 (a), foi utilizada nas simulações efetuadas durante o processo de seleção do comprimento de elemento finito (subsecção 4.5). Mais a frente verifica-se que com a substituição na assemblagem pelo pilar protético da Figura 3.7 (b), o processo de seleção do comprimento finito foi bem conseguido, dada a semelhança de resultados obtidos entre o método experimental e o método numérico.

3.4. Carga

À semelhança dos pilares protéticos, a geometria inicial do componente o qual seriam aplicados os diversos valores de força, também sofreu alterações ao longo do trabalho. Inicialmente, o carregamento foi aplicado num componente com a geometria apresentada na Figura 3.8 (a) e numa fase final foi utilizado o componente com a geometria apresentada na Figura 3.8 (b). Esta alteração ficou a dever-se à força, nos primeiros resultados experimentais, ter sido aplicada num objeto idêntico ao da Figura 3.8 (a), enquanto em ensaios experimentais posteriores, o objeto de carregamento assemelha-se ao representado na Figura 3.8 (b). Este último apresenta uma inclinação de 130 graus segundo o eixo o qual é aplicada a força e o eixo segundo o qual é exercido o contacto com a ponte dentária.

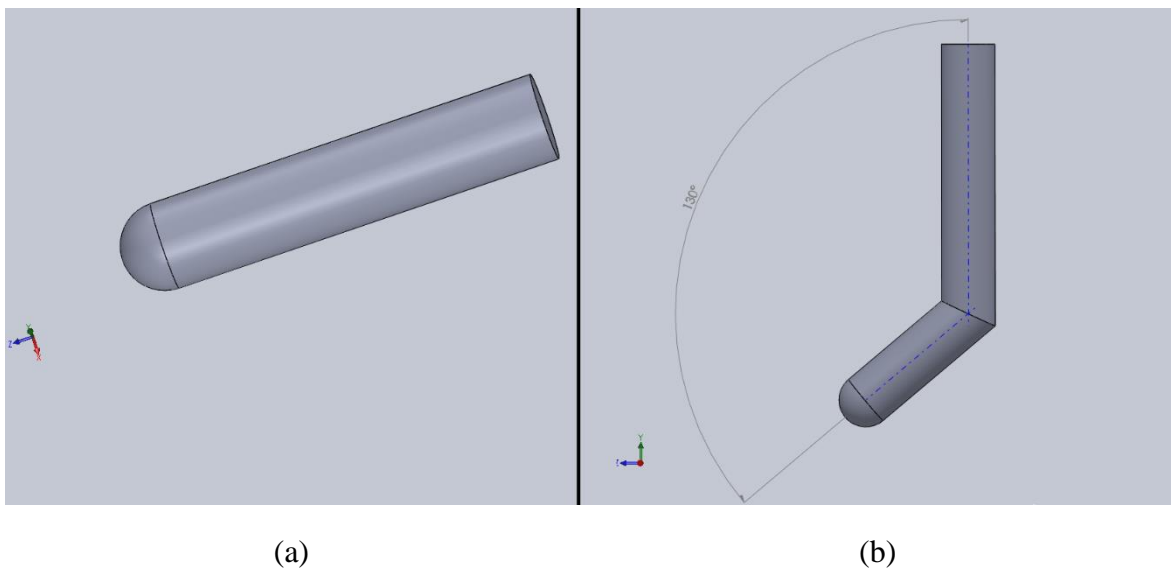


Figura 3.8 - Geometria da carga inicial (a) e geometria da carga final (b).

3.5. Cimento

O cimento trata-se do elemento que irá ligar/fixar as pontes dentárias aos pilares protéticos, preenchendo o espaço existente entre os dois. Trata-se de um elemento que pode ter uma geometria aleatória, estando dependente da montagem/asmblagem feita entre as pontes e os pilares protéticos. As pequenas dimensões deste componente representaram, sem dúvida, uma grande dificuldade na geração deste modelo, sendo este, onde foi despendido mais tempo na sua construção. A geometria do cimento foi obtida utilizando a ferramenta *combine* disponibilizada pelo SOLIDWORKS. Foi feito o *combine* entre os dois corpos adjacentes, neste caso, os pilares protéticos e a ponte. Na Figura 3.9 e na Figura 3.10, observa-se a geometria criada para o cimento, pertencente à assemblagem da ponte curva. A geometria do cimento para a ponte direita, não se encontra representada, uma vez que foi construída segundo os mesmos critérios e o seu aspeto final é semelhante à homóloga curva.

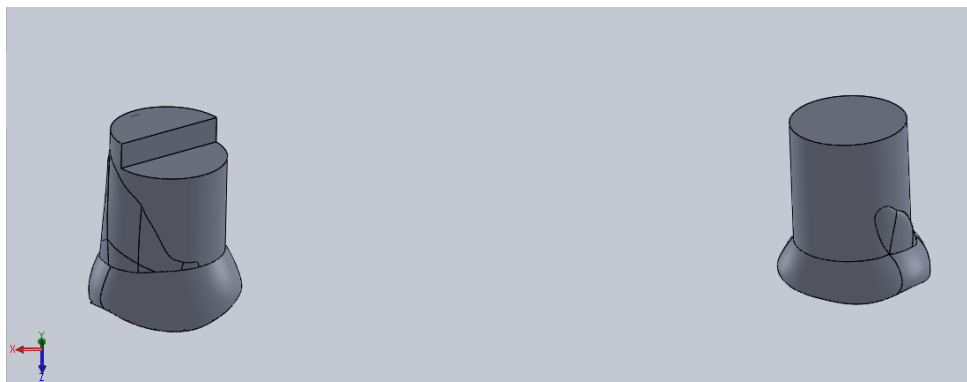


Figura 3.9 - Geometria gerada para o cimento.

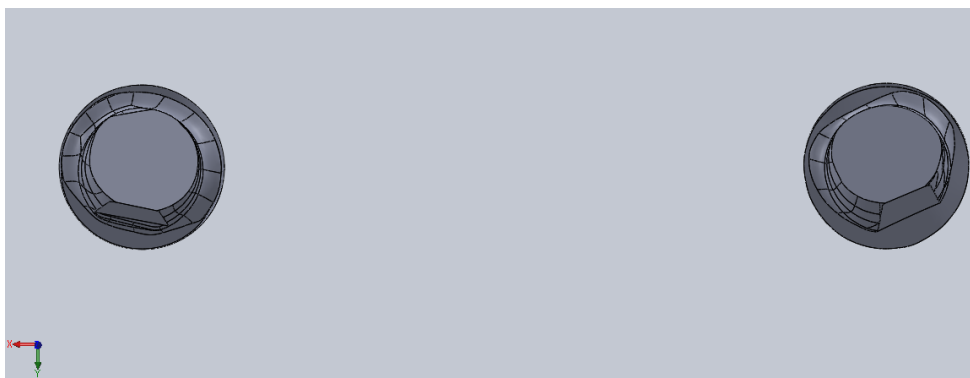


Figura 3.10 - Aspeto interior do cimento.

3.6. Revestimento

O revestimento trata-se de um elemento que irá revestir as pontes de zircónia FPD. Não possuindo propriedades mecânicas tão elevadas como as apresentadas pela zircónia, o revestimento tem como função principal o acabamento e conceção de uma cor que se aproxime dos dentes, o qual irá fazer parte da nova ponte dentária.

Foram escolhidos três possíveis materiais que podem constituir o revestimento, cada um com diferentes propriedades mecânicas, designadamente duas porcelanas feldspáticas (cada uma com diferentes propriedades mecânicas) e o dissilicato de lítio. Todos eles assentam no mesmo modelo tridimensional gerado no SOLIDWORKS, apenas mudando a geometria, consoante o revestimento seja aplicado na ponte curva ou na ponte direita.

Este componente foi também obtido segundo o princípio de triangulação ótica (Nerosky, 2001), sendo posteriormente importado para o SOLIDWORKS. Foi ainda necessário recorrer novamente à ferramenta *combine* para conseguir “extrair” a geometria sólida tridimensional das pontes de zircónia, sobrepondo estes dois componentes na assemblagem. Posto isto, foi alcançada a geometria final do revestimento para a ponte direita e para a ponte curva, respetivamente Figura 3.11 e Figura 3.12.

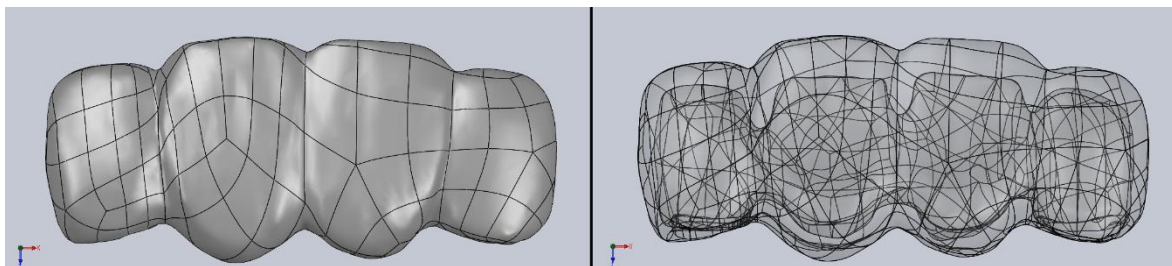


Figura 3.11 – Revestimento da ponte direita gerado no SOLIDWORKS, com o aspeto sólido (à esquerda) e aspeto transparente (à direita).

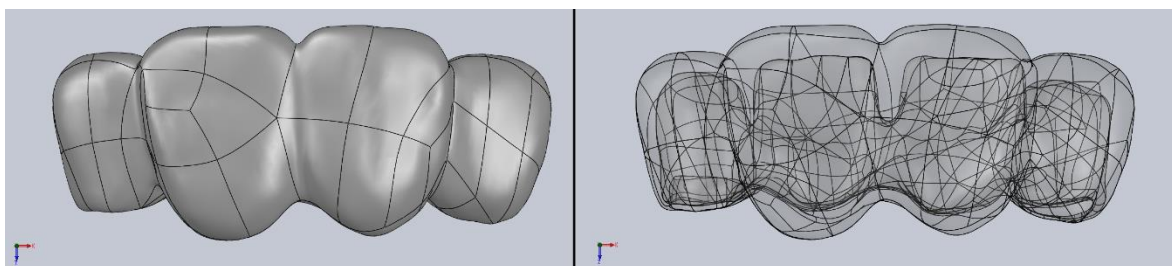


Figura 3.12 - Revestimento da ponte curva gerado no SOLIDWORKS, com o aspeto sólido (à esquerda) e aspeto transparente (à direita).

3.7. Assemblagem do modelo

A assemblagem dos modelos da ponte curva e da ponte direita assenta numa condição de continuidade entre todos os componentes. As pontes curvas e direitas são montadas sobre o cimento que é posicionado sobre os pilares protéticos. A assemblagem dos pilares protéticos aos implantes e por sua vez ao bloco de resina é comum às duas pontes, como se pode ver na Figura 3.13.

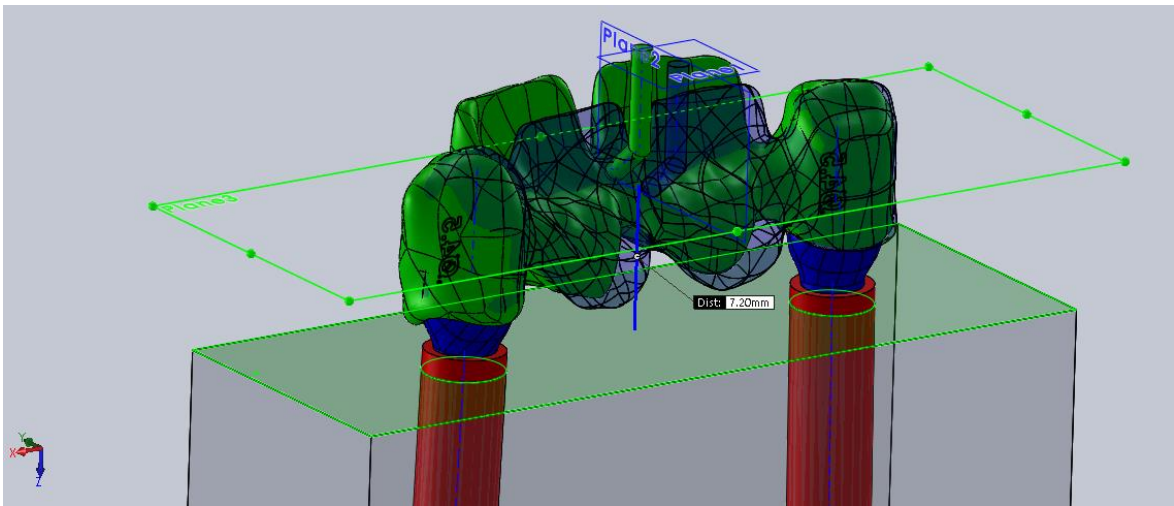


Figura 3.13 - Sobreposição dos modelos da ponte curva com a ponte direita.

O ponto de aplicação da carga em ambas as pontes sem revestimento situa-se a uma altura da base do bloco de resina de 7,20 mm, intersecando as respetivas pontes (plano 3 da Figura 3.13). Para garantir que os pontos de contacto se encontram à mesma cota Y, estes assentam segundo o plano 2 da Figura 3.13. A assemblagem do modelo da ponte direita pode ser vista na Figura 3.14.

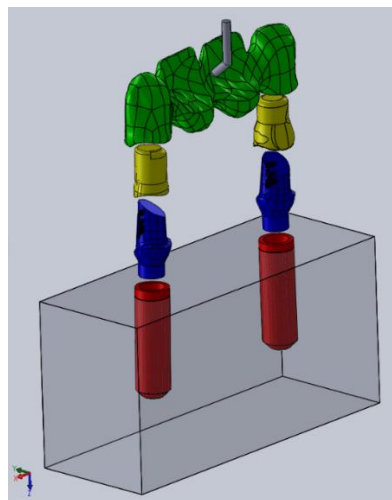


Figura 3.14 - Vista explodida da assemblagem da ponte direita sem revestimento.

Na Figura 3.15 representa-se o esquema de como foi feita a aplicação da carga nas pontes com revestimento.

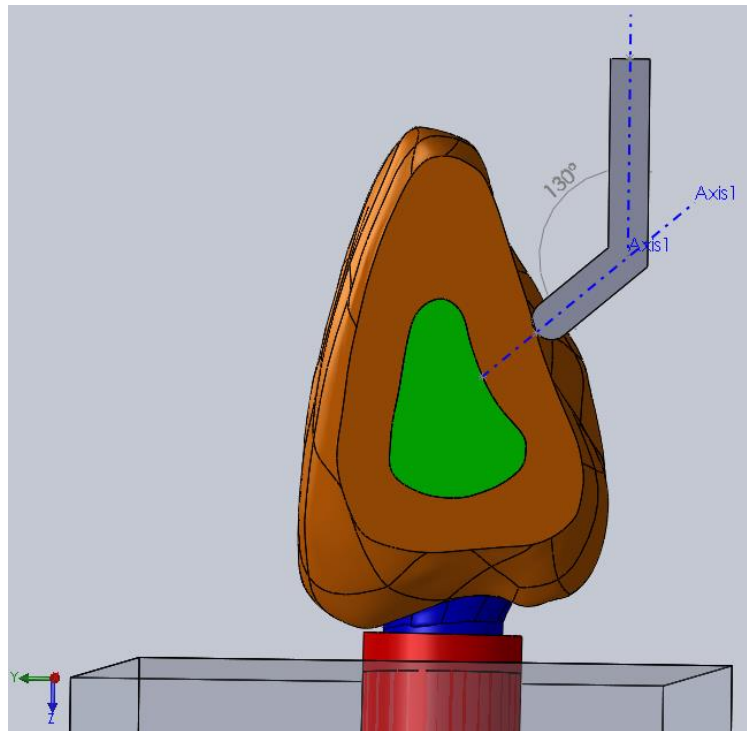


Figura 3.15 - Ponto de aplicação da carga na ponte com revestimento.

Nas pontes com revestimento, o ponto de carregamento apenas foi deslocado segundo o eixo de aplicação da carga a 130° até contactar com a superfície do revestimento, como se observa na Figura 3.15.

4. ANÁLISE NUMÉRICA DE ELEMENTOS FINITOS

O método de elementos finitos (MEF) é um método numérico muito útil na análise de peças com geometria variável. Este método permite determinar os deslocamentos, deformações e as tensões ao longo de um objeto tridimensional.

Neste método, um corpo é dividido num número finito de elementos estruturais, geralmente designado por discretização ou geração da malha, que se encontram interligados por pontos ou nós. Cada um dos elementos finitos contém as propriedades mecânicas do material que irá ser simulado. É de salientar que a precisão de soluções vai depender do comprimento do elemento utilizado na discretização, sendo que, geralmente, quanto menor for o elemento maior será a precisão da solução obtida. Este processo é designado por refinamento de malha. Geralmente, nas zonas onde se reúne uma maior variação de grandeza, são aquelas que devem constituir uma maior concentração de elementos.

Para o cálculo das tensões e deslocamentos num modelo de elementos finitos, é necessário conhecer um conjunto de parâmetros assim como o módulo de elasticidade ou módulo de *Young* e coeficiente de *Poisson* associados a cada material utilizado, o tipo de constrangimentos e condições de fronteira, os nós e a descrição do elemento, as forças aplicadas e a descrição do comportamento mecânico do material, que pode ser linear elástico, não linear elástico, viscoelástico, isotrópico, anisotrópico e ortotrópico. No caso do presente estudo, em todas as simulações foram utilizados materiais com comportamento linear elástico e isotrópico. A utilização do método de elementos finitos foi feita com recurso ao programa ADINA (ADINA R & D, Inc., 2012)

4.1. Discretização e tipo de elemento

No que diz respeito ao MEF, a análise de estruturas sólidas pode ser feita com base no seguinte esquema (Figura 4.1).

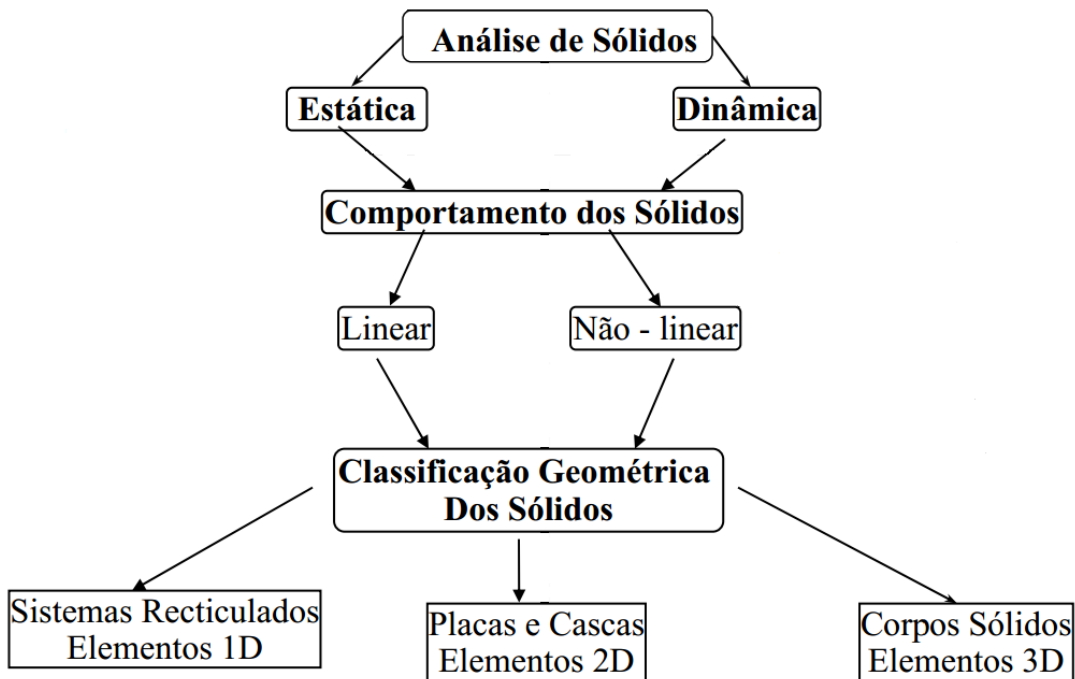


Figura 4.1 - Esquema representativo da análise de elementos sólidos. Adaptado de (Dinis, 2006).

Em todos os modelos em estudo, foi feita uma análise estática e foi considerado um comportamento linear do tipo tridimensional (3D). Os elementos finitos sólidos 3D podem apresentar diferentes geometrias, conforme o número de nós presentes em cada elemento, como é possível observar na Figura 4.2.

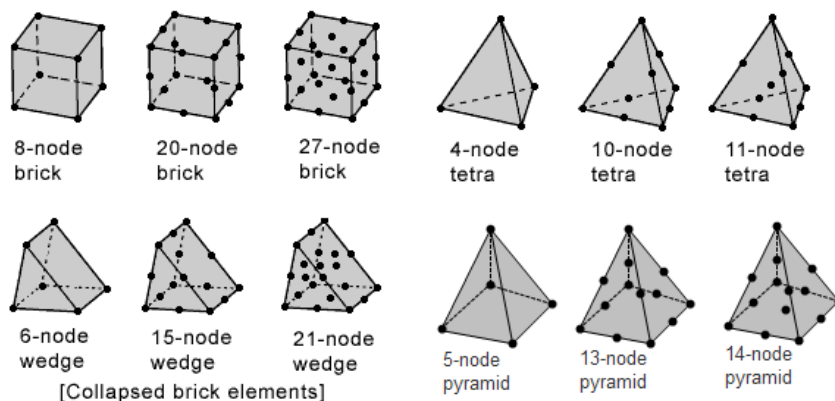


Figura 4.2 – Diversos tipos de elementos 3D (ADINA R & D, Inc., 2012).

Decidiu-se que, ao longo do trabalho, apenas iriam ser utilizados elementos do tipo tetraédrico com quatro nós. Uma desvantagem da utilização deste tipo de elemento é o facto de este poder conduzir a soluções com uma precisão inferior, embora com um tempo de computação igualmente inferior. Contudo, uma escolha correta da dimensão do elemento poderá conduzir a uma melhoria significativa de precisão da solução. Para encontrar a melhor relação entre precisão e tempo de computação, optou-se por manter o número de nós mas aumentou-se o número de elementos. Recorrendo ao refinamento de malha foi então possível obter soluções muito precisas, com um aumento pouco significativo do tempo de computação.

Nos elementos sólidos 3D é considerada uma formulação genérica com três graus de liberdade por nó, uma vez que não são consideradas as rotações em torno dos três eixos X, Y e Z, considerando-se apenas translações segundo o sistema de eixos ortogonal.

Na geração da malha, foram utilizados dois tamanhos diferenciados. No bloco de resina utilizou-se uma malha menos refinada (mais grosseira), uma vez que o foco de estudo não incidia tanto sobre este componente e, ainda, por este ser o componente com maiores dimensões, optou-se então por um comprimento do elemento de 0,4 mm. Nos restantes componentes, o comprimento de elemento utilizado foi de 0,25 mm. Foi feito um estudo relacionado com o tempo de computação total na realização de cada simulação com o comprimento de elemento utilizado, como se pode ver na secção 4.5.

O modelo numérico da ponte direita é constituído no total por 1.820.108 elementos e 321.917 nós e o modelo da ponte curva tem no total 1.974.799 elementos e 350.280 nós.

4.2. Condições de fronteira e contactos

Nos modelos numéricos, assumiu-se que todas as faces do bloco de resina, à exceção da face que contacta com os implantes, estariam fixas ou seja, os movimentos de translação segundo os eixos ortogonais encontram-se restringidos neste componente. Na Figura 4.3 essa restrição encontra-se representada pela letra C.

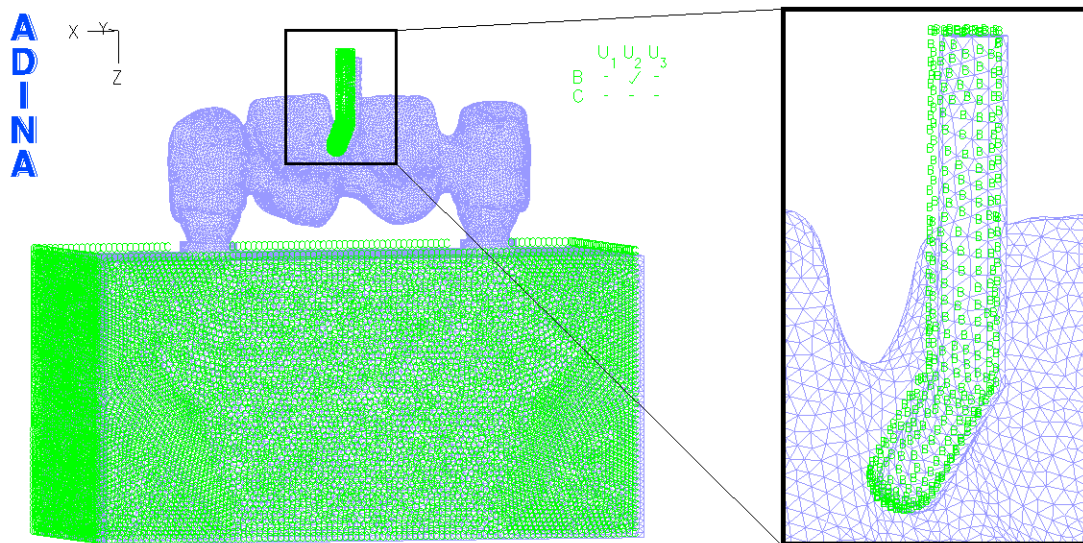


Figura 4.3 - Condições de fronteira aplicadas.

Para a carga foi necessário criar um sistema de eixos local, pois as direções segundo o qual esta se desloca não obedecem ao sistema global do sistema. Na Figura 4.4 estão representados os pontos utilizados para criar o sistema de eixos local.

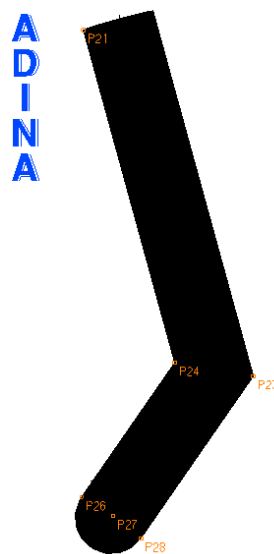


Figura 4.4 - Pontos referentes à geometria da carga.

Na Figura 4.4, o sistema de eixos local foi definido com base em três pontos: Com origem no ponto 26 até ao ponto 28 define-se o eixo X; Partindo do ponto 26 até ao ponto 24 define-se o eixo Y. Estes dois eixos criados dão origem ao plano XY. O eixo Z surge com origem do ponto 26 e é perpendicular ao plano XY. A carga irá mover-se apenas segundo a direção Y. Na Figura 4.3 representa-se pela letra B.

A grande maioria dos contactos, entre os diferentes componentes, foi considerada do tipo *tied*, ou seja, os componentes em contacto atuam como se fossem um só. No entanto, para simular o possível deslizamento entre o objeto de carga e a superfície de contacto das pontes dentárias, optou-se por considerar um contacto do tipo *not tied*.

4.3. Propriedades mecânicas dos materiais

Na Tabela 4.1 encontram-se detalhados os materiais utilizados em cada componente, bem como as propriedades mecânicas dos mesmos. É de referir que nas simulações apenas foram utilizadas as duas propriedades mecânicas mencionadas na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 - Módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (ν) dos materiais utilizados nas simulações numéricas

Componente/Material	E [GPa]	ν
Zircónia	210	0,27
Carga	210	0,27
Implantes	110	0,3
Pilares protéticos	110	0,3
Cimento	12	0,3
Dissilicato de lítio (Bordin, et al., 2015)	96	0,23
Porcelana feldspática 1 (Sakaguchi & Powers, 2012); (Hojjatie & Anusavice, 1991)	70	0,28
Porcelana feldspática 2 (Junior, Pellizzer, Verri, & Carvalho, 2013)	82,8	0,35

Foram utilizados três materiais diferentes para o revestimento, cada um deles com diferentes propriedades mecânicas. O objetivo é analisar a influência de cada material, no que respeita à diminuição de deslocamentos e alívio de tensões em cada tipo de ponte dentária.

4.4. Propriedades mecânicas da resina

O material utilizado para simular as propriedades mecânicas do osso é uma resina acrílica, cujo módulo de elasticidade se situa entre 2 GPa e 2,2 GPa (Technovit® 4000 (GmbH)). No primeiro ensaio efetuado para o modelo da ponte direita sem revestimento, e uma força de 200N, utilizou-se um comprimento de elemento de 0,4 mm em todos os componentes e um valor de 2 GPa para a resina, com vista à primeira aproximação de resultados numéricos comparativamente à via experimental. Inserindo todos os restantes valores relativos às propriedades mecânicas de cada material no programa ADINA, obtiveram-se os primeiros resultados. O deslocamento máximo obtido foi de 0,08302 mm, um valor substancialmente inferior ao obtido pelo método experimental, que foi de 0,423 mm (Calha, et al., 2014). Uma vez que foi garantido que o modelo geométrico de cada um dos componentes e a assemblagem do conjunto foi realizado sob as mesmas condições do modelo experimental, pensou-se que uma possível origem para esta diferença de resultados poderia estar relacionada com a resina, na qual estão embutidos os implantes. De notar que, sendo mais difícil aferir se os implantes estavam perfeitamente consolidados com a resina quando foram realizados os ensaios experimentais, optou-se por modificar as propriedades mecânicas da resina, concretamente o seu módulo de elasticidade, com vista a uma melhor aproximação de ambos os resultados. Seguidamente, foram feitas novas simulações, no programa ADINA, com valores decrescentes de módulo de elasticidade, até ser encontrada uma solução que se coadune com o método experimental.

Tabela 4.2 - Módulo de elasticidade (E) e deslocamentos máximos obtidos.

Deslocamento máximo [mm]	E [GPa]
0,08302	2
0,08994	1
0,1451	0,35
0,2096	0,2
0,3712	0,1
0,4474	0,08
0,4721	0,075

Com base na Tabela 4.2, é possível verificar que o deslocamento máximo mais próximo da solução experimental tem o valor de 0,4474 mm, a que corresponde um valor de módulo de elasticidade de 80 MPa. Considerou-se então, que esta alteração poderia conduzir à aproximação desejada entre o método experimental e o método numérico. Desta forma, em todas as simulações realizadas posteriormente, assumiu-se que a resina tinha 80 MPa de módulo de elasticidade.

4.5. Seleção do comprimento de elemento finito

Como já referido anteriormente, foi feita uma escolha do comprimento de elemento finito com a finalidade de aumentar a precisão dos resultados obtidos, tentando evitar um tempo total de computação exagerado. Procedeu-se então à diminuição do comprimento do elemento a partir de 0,4 mm em intervalos de 0,05 mm até um tamanho mínimo de 0,15 mm, de forma a encontrar a convergência para uma solução. Esta variação foi feita a todos os componentes que constituem a montagem de um modelo, exceto o bloco de resina o qual manteve um comprimento 0,4 mm.

O modelo numérico utilizado para este estudo foi a ponte direita sem revestimento, com a aplicação de uma carga de 200 N. Poderia ter sido escolhido outro modelo, mas tendo em conta a linearidade de todos os modelos, optou-se por este. Em seguida foram registados os tempos de computação e os deslocamentos máximos obtidos, Tabela 4.3 e Tabela 4.4, respetivamente.

Tabela 4.3 - Tempo total de computação correspondente a cada comprimento de elemento.

Comprimento de elemento [mm]	Tempo total de computação [s]
0,4	903
0,35	1030
0,3	1189
0,25	1888
0,20	5135
0,15	8375

Tabela 4.4 - Deslocamento máximo obtido em função da diminuição do comprimento do elemento.

Comprimento de elemento [mm]	Deslocamento máximo [mm]
0,4	0,2879
0,35	0,2862
0,3	0,2854
0,25	0,2995
0,20	0,3085
0,15	0,3107

A partir dos valores obtidos na Tabela 4.3, traçou-se o gráfico que traduz a evolução do tempo total de computação em função da diminuição do comprimento de elemento (Figura 4.5).

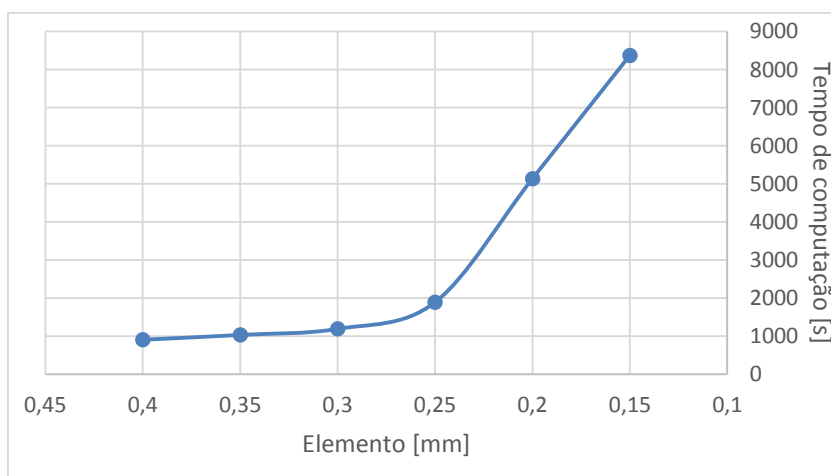


Figura 4.5 - Evolução do tempo de computação em função da diminuição do comprimento do elemento, para uma carga aplicada de 200 N.

Com base na Tabela 4.4, traçou-se o gráfico que traduz a evolução do deslocamento máximo em função da diminuição do comprimento de elemento (Figura 4.6).

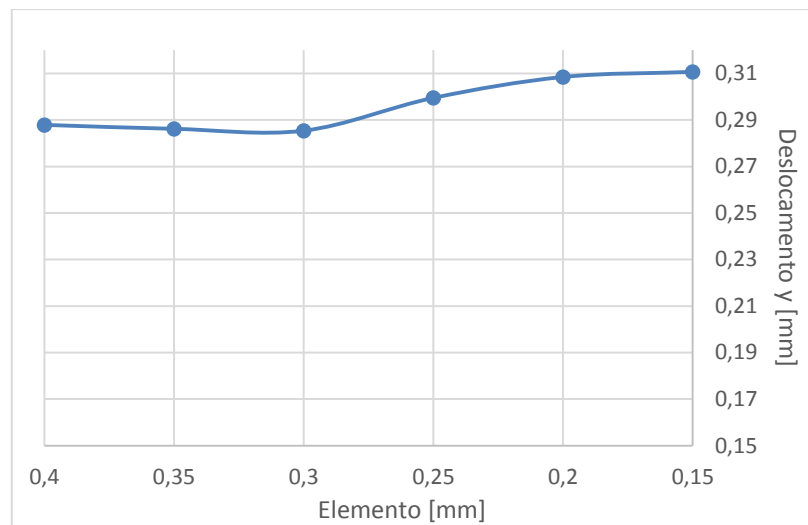


Figura 4.6 - Evolução do deslocamento máximo y , em função da diminuição do comprimento do elemento, para uma carga aplicada de 200 N.

Analisando a Figura 4.5, verifica-se que entre 0,4 mm e 0,25 mm, o tempo de computação tem um aumento pouco acentuado, mas a partir do comprimento de elemento de 0,25 mm aumenta abruptamente, atingindo o máximo para 0,15 mm. Comparando os tempos de computação gastos para 0,15 mm e para 0,4 mm, verifica-se que para 0,15 mm é cerca de dez vezes superior ao que foi gasto para 0,4 mm.

Por outro lado, na Figura 4.6, observa-se que à medida que se vai diminuindo o tamanho do elemento, o deslocamento máximo parece convergir para o valor de 0,31 mm. Contudo, não podemos afirmar com certeza que este valor seria a solução final, uma vez que se desconhece quais são os valores de deslocamento que iriam ser obtidos para tamanhos de elemento inferiores a 0,15 mm. Os valores de deslocamento máximo entre 0,4 mm e 0,15 mm, não apresentam uma variação significativa, em termos de valores absolutos, registando-se uma variação máxima de cerca 0,02 mm. Decidiu-se, então, que o valor de comprimento do elemento utilizado seria de 0,25 mm, pois permite obter boa precisão de resultados com um tempo de computação aceitável.

5. ANÁLISE DE RESULTADOS

Em todas as simulações efetuadas foram analisados os valores de tensão e de deslocamento máximo obtidos. O deslocamento máximo é definido como sendo o maior valor dos deslocamentos nas três direções ortogonais, enquanto os valores de tensão obtidos baseiam-se no critério de *von Mises*.

Foram realizadas 37 simulações, representadas nos esquemas da Figura 5.1, Figura 5.2, Figura 5.3 e Figura 5.4, cujos resultados se apresentam neste capítulo. Na figura 18, salienta-se que a ponte dentária direita sem revestimento solicitada por uma força de 200 N foi analisada considerando 6 simulações diferentes, nas quais foi utilizado uma dimensão do elemento finito diferente. A explicação destas simulações é feita na secção 5.1.1 e está diretamente relacionada com o estudo de convergência do modelo numérico.

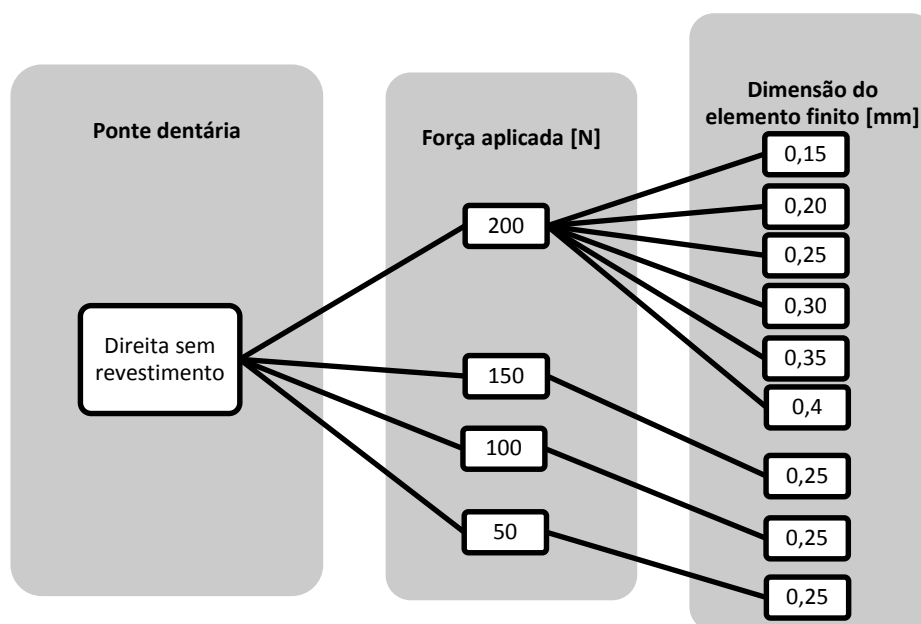


Figura 5.1 – Esquema das simulações realizadas para a ponte direita sem revestimento.

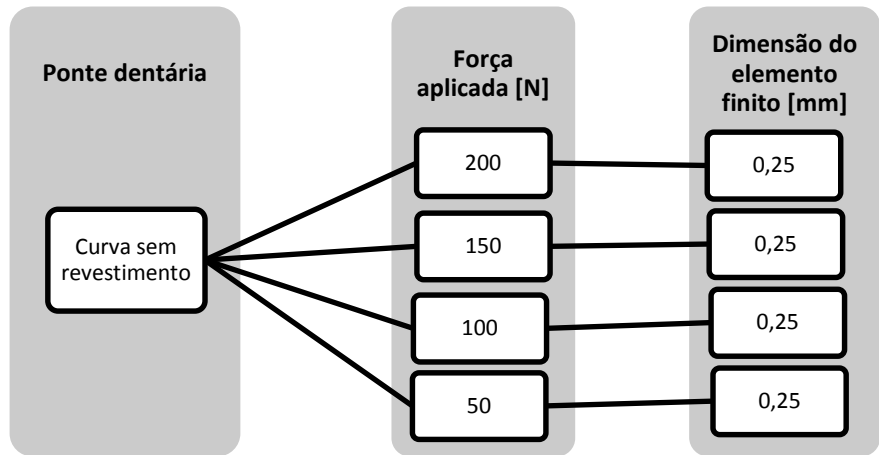


Figura 5.2 – Esquema das simulações realizadas para a ponte curva sem revestimento.

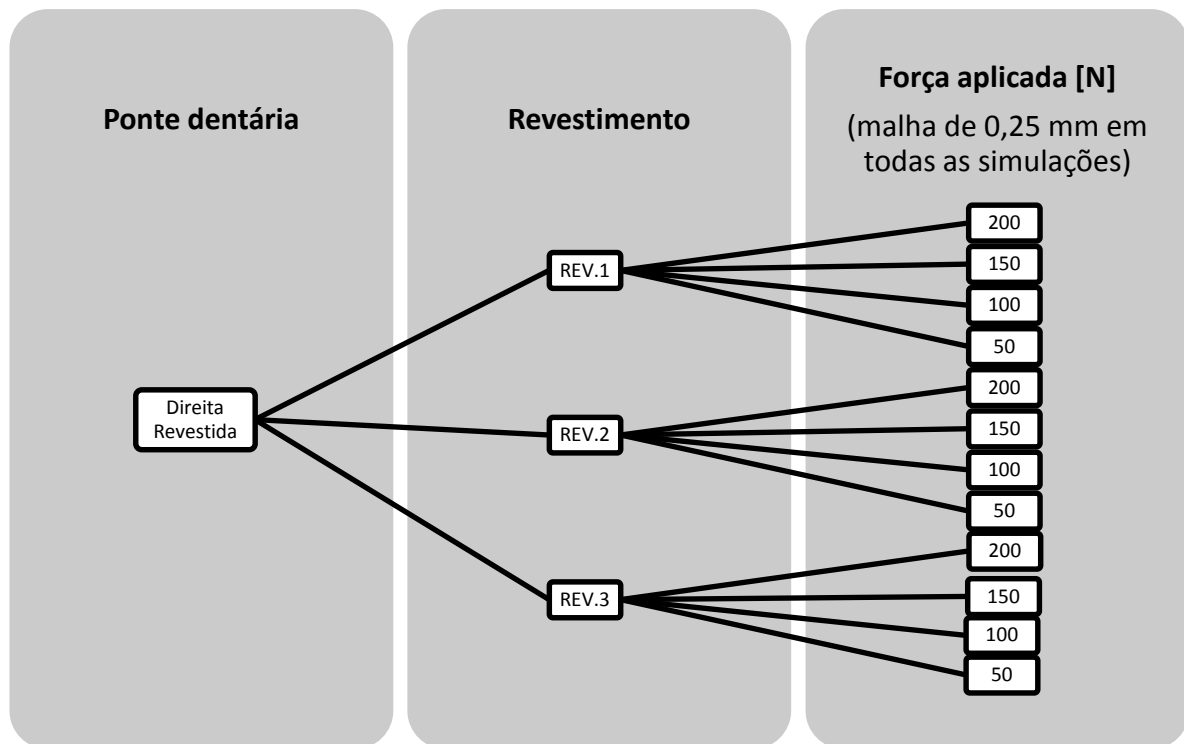


Figura 5.3 - Esquema das simulações realizadas para a ponte direita com revestimento. REV.1 – Porcelana feldspática 1; REV.2 – Dissilicato de lítio; REV.3 – Porcelana feldspática 2.

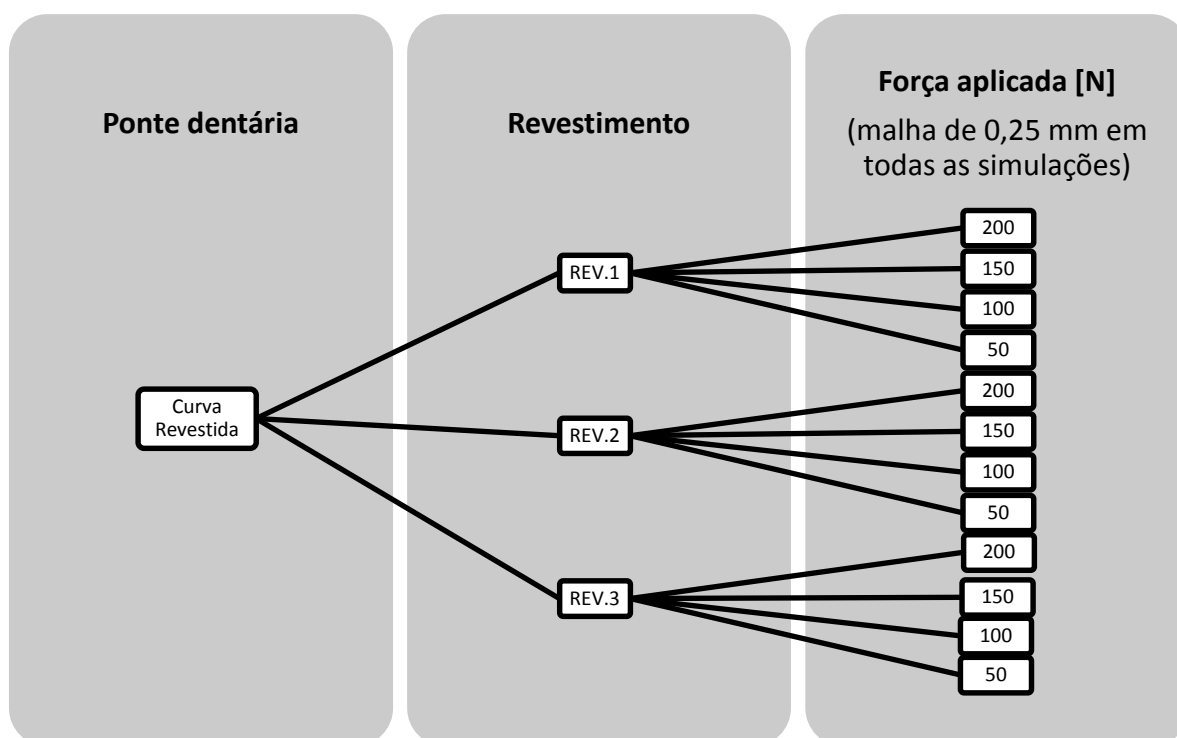


Figura 5.4 - Esquema das simulações realizadas para a ponte curva com revestimento. REV.1 – Porcelana feldspática 1; REV.2 – Dissilicato de lítio; REV.3 – Porcelana feldspática 2.

Nesta secção irão ser apresentados e discutidos os resultados alusivos às simulações efetuadas. Serão exibidos os resultados dos deslocamentos obtidos, relativos aos diversos valores de força aplicada. Os valores de tensão serão analisados com base na sua distribuição ao longo do componente.

A intensidade da força foi convertida para uma pressão, através da lei de Pascal (Equação 5.1):

$$P = \frac{F}{A} \quad (5.1)$$

Esta lei diz que a pressão (P) é igual ao quociente da intensidade da força (F) exercida perpendicularmente à superfície e à área dessa superfície (A). A unidade do Sistema Internacional de Unidades (S.I.) é $[N/m^2]$ ou $[Pa]$. As conversões dos valores de força para valores de pressão, para uma área da superfície igual a $7,854 \times 10^{-7} m$, é mostrada na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Conversão dos valores de força para valores de pressão.

Força [N]	Pressão [N/m ²]
200	2,546 x 10 ⁸
150	1,910 x 10 ⁸
100	1,273 x 10 ⁸
50	6,366 x 10 ⁷

Os valores de tensão de *von Mises* analisados nas figuras, referentes aos resultados das simulações, encontram-se numa escala entre 0 e 100 MPa.

5.1. Pontes sem revestimento

Nesta subsecção são apresentados os resultados das simulações esquematizadas na Figura 5.1 e Figura 5.2.

5.1.1. Ponte direita

Na Figura 5.5 apresenta-se a distribuição de deslocamentos na direção do eixo y na ponte direita.

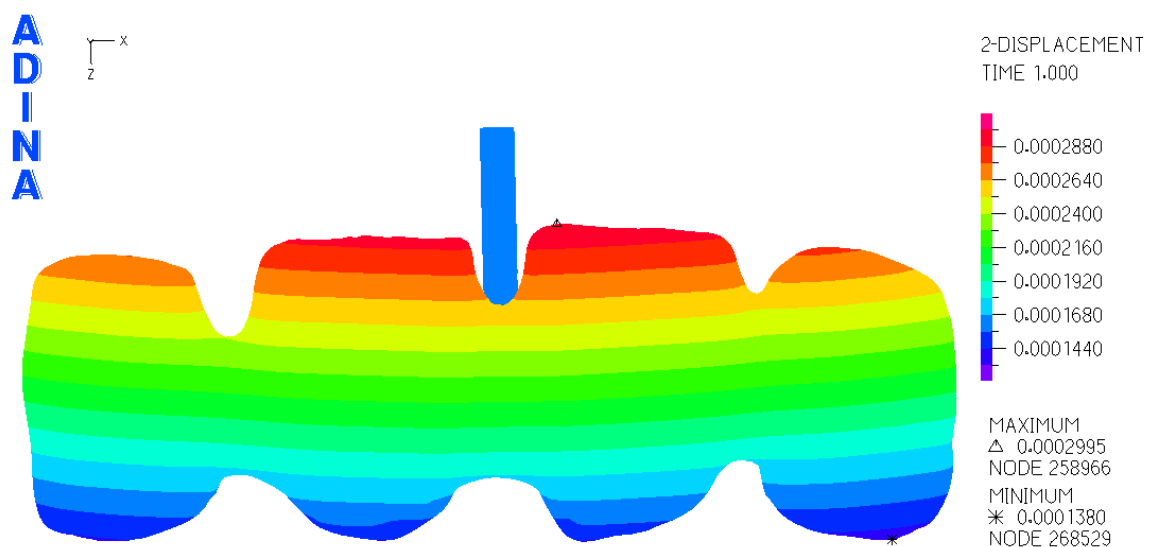


Figura 5.5 – Distribuição de deslocamentos segundo o eixo y, em metros, na ponte direita, para uma força aplicada de 200 N.

Com base nos valores apresentados na Figura 5.5 é possível verificar que para uma força aplicada de 200 N, o deslocamento máximo obtido é de 0,2995 mm (representa-se na figura por um triângulo). Este valor coincide com o ponto situado na cota mais elevada, segundo a direção do eixo Z, considerando o sistema de eixos global representado. Por outro lado, o ponto onde se regista o menor deslocamento, representado na figura por um asterisco, tem um valor de 0,1380 mm. Verifica-se também uma distribuição uniforme e simétrica das curvas de deslocamentos em relação ao plano sagital. Com isto, torna-se possível afirmar que a montagem do modelo foi bem conseguida.

No gráfico da Figura 5.6, pode ver-se a evolução dos valores de deslocamento à medida que é aumentada a força aplicada.

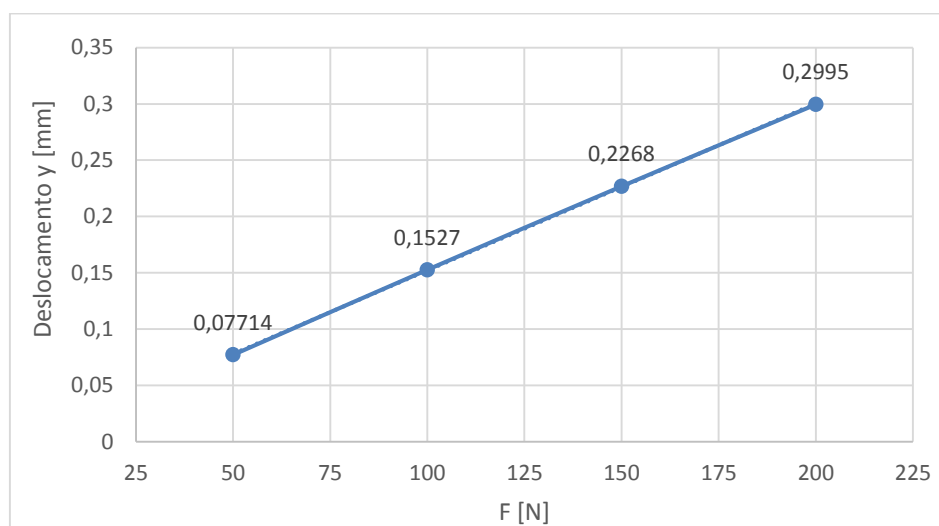


Figura 5.6 – Representação dos deslocamentos em função do aumento da força, para a ponte direita.

Com base nos valores representados na Figura 5.6, verifica-se que à medida que se aumenta a força aplicada na ponte, os valores de deslocamento também aumentam. Comprova-se um crescimento perfeitamente linear dos deslocamentos com o aumento da força, pois quando o valor de força é duplicado, o valor de deslocamento aumenta também para o dobro. Deste modo torna-se evidente a linearidade do modelo em estudo.

Seguidamente foi possível fazer uma comparação entre os deslocamentos numéricos obtidos e os novos resultados experimentais equivalentes (Calha, et al., 2015) (Tabela 5.2).

Tabela 5.2 - Deslocamentos numéricos Vs. deslocamentos experimentais, para uma força aplicada de 200N.

Força [N]	Deslocamento máximo [mm] - <u>Numérico</u>	Deslocamento máximo médio [mm] - <u>Experimental</u>	Erro [%] (Num.-Exp.)/Exp
200	0,2995	0,2979	0,54
150	0,2268	0,2243	1,11
100	0,1527	0,1563	-2,30
50	0,07714	0,08685	-11,18

Analisando os resultados obtidos pelos dois métodos, conclui-se que existe uma grande proximidade entre valores, para as mesmas condições de ensaio. O valor experimental obtido para uma força de 50 N é o único em que se observa uma maior discordância entre valores. Uma explicação possível para isto, poderá estar relacionada com a ligação dos implantes à resina. De facto, se os implantes não apresentarem uma ligação perfeita com a resina, a solicitação aplicada vai primeiro ajustar a ligação implante-resina e só depois vai solicitar toda a montagem. Assim sendo, para maiores valores de carga é expectável que o valor do deslocamento experimental seja menos influenciado por esse ajustamento inicial do que para menores valores de carga. Desta forma, torna-se também possível afirmar que a escolha do novo valor de módulo de elasticidade da resina, baseada nas simulações numéricas, mostrou-se adequada.

A distribuição das tensões de *von Mises* na ponte e na zona de aplicação da carga encontram-se representadas na Figura 5.7 e Figura 5.8, respetivamente. De notar que, nas duas figuras, a representação da distribuição de tensões foi feita utilizando uma escala de cores entre 0 e 100 MPa.

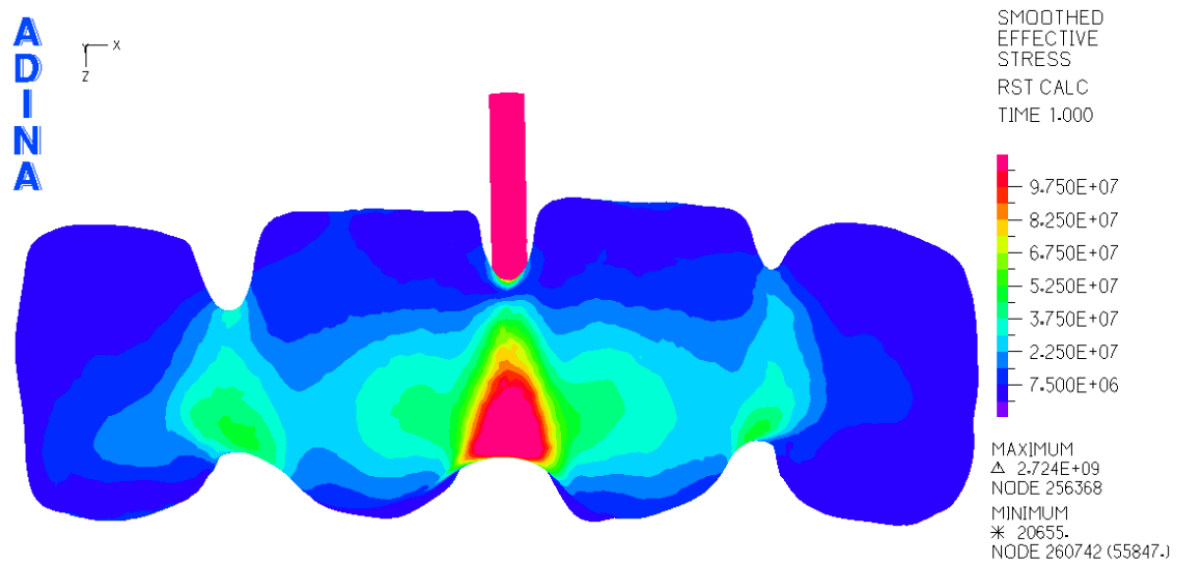


Figura 5.7 – Distribuição de tensões de *von Mises*, em Pa, na ponte direita, para uma força aplicada de 200 N.

Na Figura 5.7, verifica-se a existência de uma grande concentração de tensões na zona de aplicação da carga, ultrapassando os 100 MPa. Nos dentes 11 e 21, verifica-se uma propagação de tensões desde a zona mais crítica até aos conetores, ao nível da aplicação da carga, sendo que as tensões variam entre os 15 MPa e os 67,5 MPa. Nos conetores (entre os dentes 11 e 12 e os dentes 21 e 22), as tensões atingem valores máximos na ordem dos 67,5 MPa. O dente número 22 é afetado por tensões entre 15 MPa e 22,5 MPa, devido ao conector adjacente possuir uma maior concentração de tensões, comparativamente ao conector antípoda. O dente 12 regista tensões máximas de 15 MPa, embora de forma pouco relevante.

Na Figura 5.8 representa-se a distribuição de tensões no plano YZ, numa vista em corte na zona de aplicação da carga.

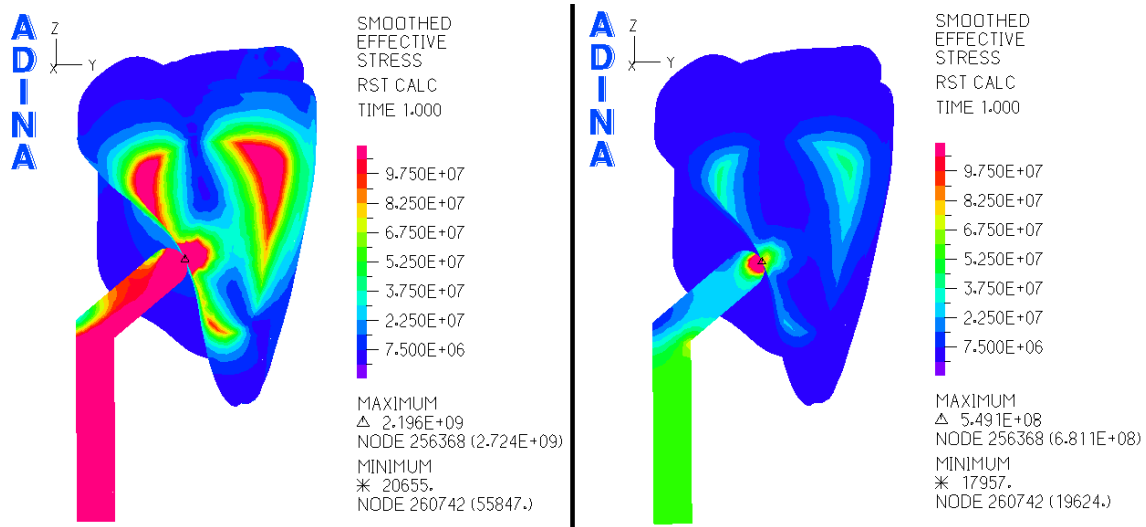


Figura 5.8 – Vista em corte no plano YZ, das pontes direita, na zona de aplicação da carga, para uma força de 200N (à esquerda) e 50N (à direita).

A Figura 5.8 mostra que a propagação de tensões ocorre desde o ponto de aplicação da carga até próximo das zonas delimitadoras da forma geométrica da ponte dentária, independentemente do valor de força aplicada. Na Figura 5.8 (à direita), para uma força de 50 N, regista-se um valor máximo de tensão na zircónia de 82,5 MPa. Na Figura 5.8 (à esquerda), para uma força de 200 N, a zircónia apresenta valores de tensão superiores a 100 MPa. Tendo em conta a análise feita para a Figura 5.7, confirma-se que o valor máximo absoluto para este modelo, encontra-se no ponto de aplicação da carga, como se comprova pelo triângulo representado na Figura 5.8, tanto para 200 N como para 50 N.

5.1.2. Ponte curva

Na Figura 5.9, apresenta-se a distribuição de deslocamentos na ponte curva.

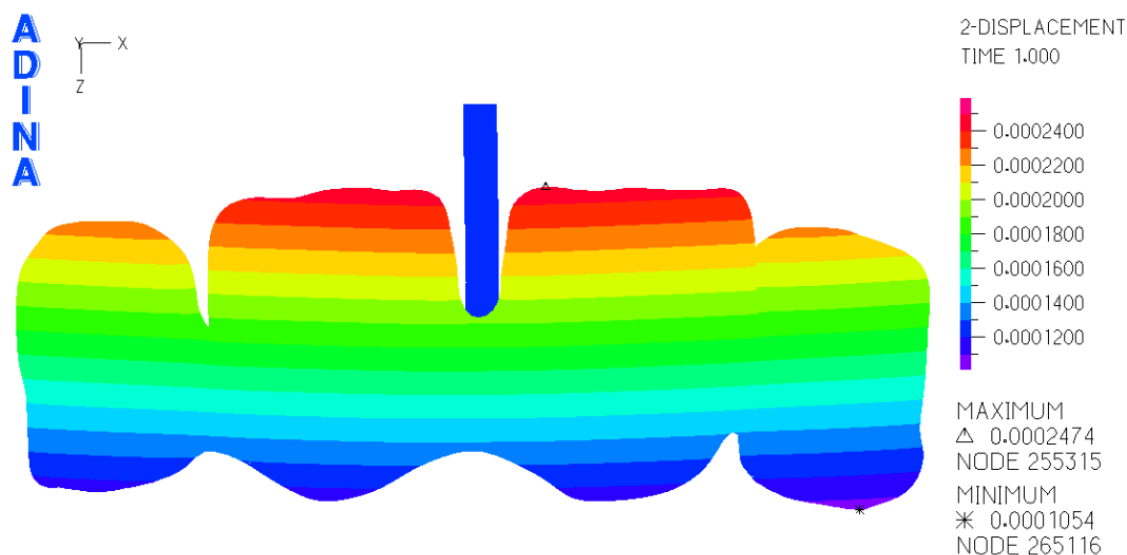


Figura 5.9 - Distribuição de deslocamentos, em metros, na ponte curva, para uma força aplicada de 200 N.

Os valores apresentados na Figura 5.9 mostram que para uma força aplicada de 200 N, o deslocamento máximo é de 0,2474 mm. Este valor é identificado na figura por um pequeno triângulo e coincide com o ponto situado na cota mais elevada, na direção do eixo Z, considerando o sistema de eixos global representado. Por outro lado, o ponto onde se regista o menor deslocamento, representado na figura por um asterisco, tem um valor de 0,1054 mm. Este ponto situando-se na cota mais baixa, considerando o sistema de eixos referido anteriormente. À semelhança da representação de valores de deslocamento obtidos para a ponte direita, observa-se uma simetria e uniformidade das curvas de deslocamento em relação ao plano sagital. Com isto, torna-se possível afirmar que a montagem do modelo foi bem conseguida. Na Figura 5.10, pode ver-se a evolução dos valores de deslocamento à medida que é aumentada a força aplicada.

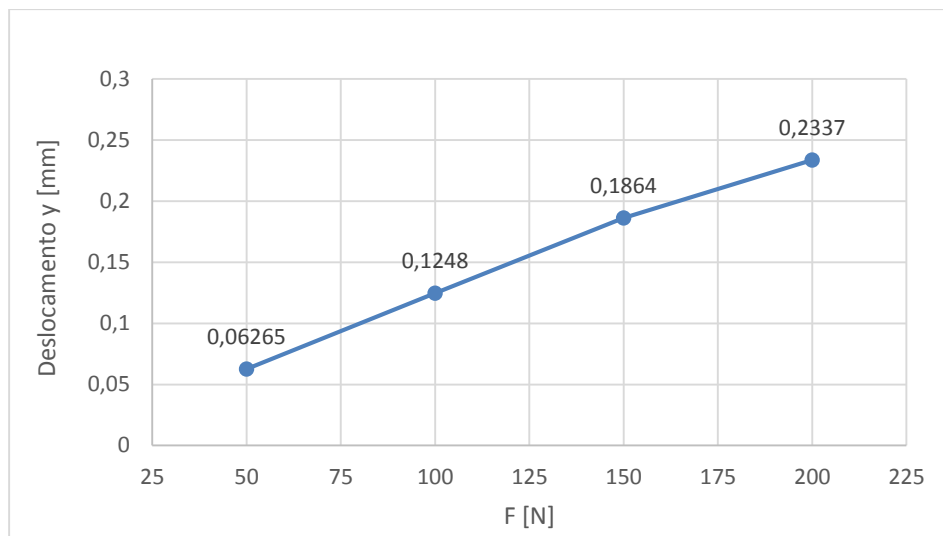


Figura 5.10 – Representação dos deslocamentos em função do aumento da força, para a ponte curva.

A análise da Figura 5.10 permite concluir que à medida que se aumenta a força aplicada na ponte, os valores de deslocamento também aumentam. Observa-se um crescimento perfeitamente linear até ao valor de força de 150 N, ponto a partir do qual existe uma diminuição do declive. Esta circunstância pode ficar a dever-se à existência de escorregamento, quando a força é exercida, levando a que o ponto de aplicação da carga seja diferente daquele verificado para os outros níveis de força. Note-se que o escorregamento será sempre no sentido de diminuir a distância entre o ponto de aplicação da carga e o plano dos implantes, isto é, no sentido que diminui o braço da força relativamente aos apoios.

Mais uma vez, à semelhança da ponte direita, os valores de deslocamento aumentam com o aumento da força, pois à medida que o valor de força é duplicado, o valor de deslocamento aumenta praticamente para o dobro. Deste modo é novamente comprovada a linearidade do modelo em estudo.

A distribuição de tensões de *von Mises* na ponte e na zona de aplicação da carga encontram-se representadas na Figura 5.11 e na Figura 5.12, respetivamente.

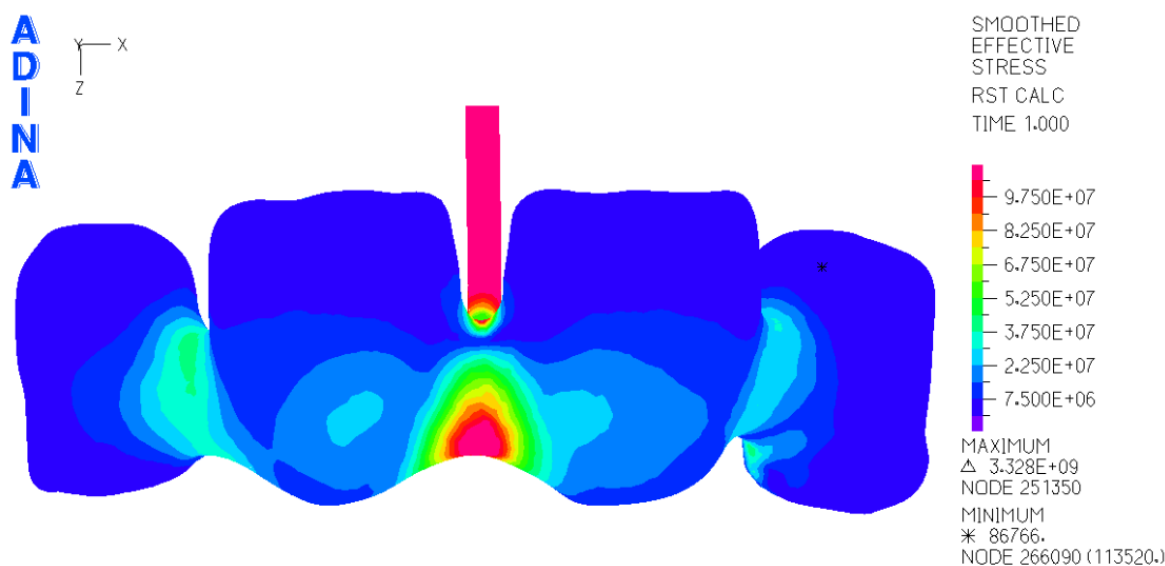


Figura 5.11 - Distribuição de tensões, em Pa, na ponte curva, para uma força aplicada de 200 N.

Na Figura 5.11, verifica-se a existência de uma grande concentração de tensões na zona de aplicação da carga, ultrapassando os 100 MPa. Nos dentes 11 e 21, as tensões existentes resultam da propagação de tensões do conector central, sendo que os valores variam entre os 15 MPa e os 37,5 MPa. Nos conectores (entre os dentes 11 e 12 e os dentes 21 e 22), as tensões atingem valores máximos na ordem dos 45 MPa, embora a maior gama de valores se situe entre 15 MPa e 37,5 MPa. Os dentes número 12 e 22 são afetados pela extensão das tensões dos conectores adjacentes, com valores que oscilam entre os 15 MPa e 37,5 MPa. O valor máximo de tensão encontra-se no ponto de aplicação da carga.

Na Figura 5.12 representa-se a distribuição de tensões no plano YZ, numa vista em corte na zona de aplicação da carga.

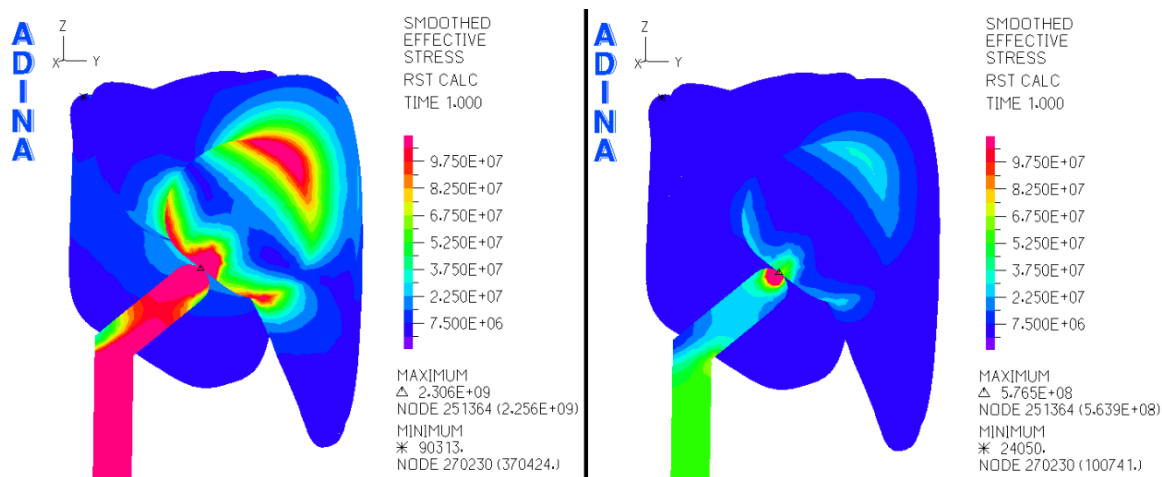


Figura 5.12 - Vista em corte no plano YZ, das pontes curvas, na zona de aplicação da carga, para uma força de 200N (à esquerda) e 50N (à direita).

A Figura 5.12 mostra que a propagação de tensões ocorre desde o ponto de aplicação da carga até próximo das zonas delimitadoras superiores (tendo em conta o sentido positivo da direção Z do sistema de eixos global representado) da ponte dentária, independentemente do valor de força aplicada. Na Figura 5.12 (à direita), para uma força de 50 N, regista-se um valor máximo de tensão na zircónia de 67,5 MPa. Na Figura 5.12 (à esquerda), para uma força de 200 N, a zircónia apresenta valores de tensão superiores a 100 MPa. Assim confirma-se que o valor máximo absoluto de tensão, para este modelo, encontra-se no ponto de aplicação da carga, como se comprova pelo triângulo representado na Figura 5.12, tanto para 200 N como para 50 N.

5.1.3. Ponte direita Vs. ponte curva

No gráfico da Figura 5.13, compara-se a evolução dos deslocamentos entre as duas pontes, direita e curva. Numa primeira análise observa-se que para os mesmos valores de força, os valores de deslocamento na ponte curva são menores. Simultaneamente, verifica-se que à medida que a força aumenta, a variação dos valores de deslocamento entre as duas pontes também aumenta. A diferença máxima entre deslocamentos é de 0,0658 mm e regista-se para uma força de 200 N.

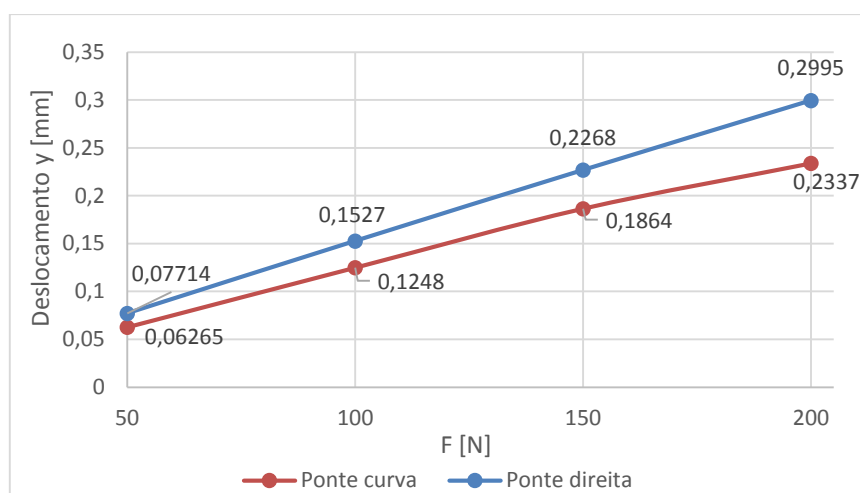


Figura 5.13 - Representação dos deslocamentos em função do aumento da força, para a ponte direita e ponte curva.

Na Figura 5.14 representa-se a distribuição de tensões no plano YZ, numa vista em corte na zona de aplicação da carga, para as pontes curva e direita.

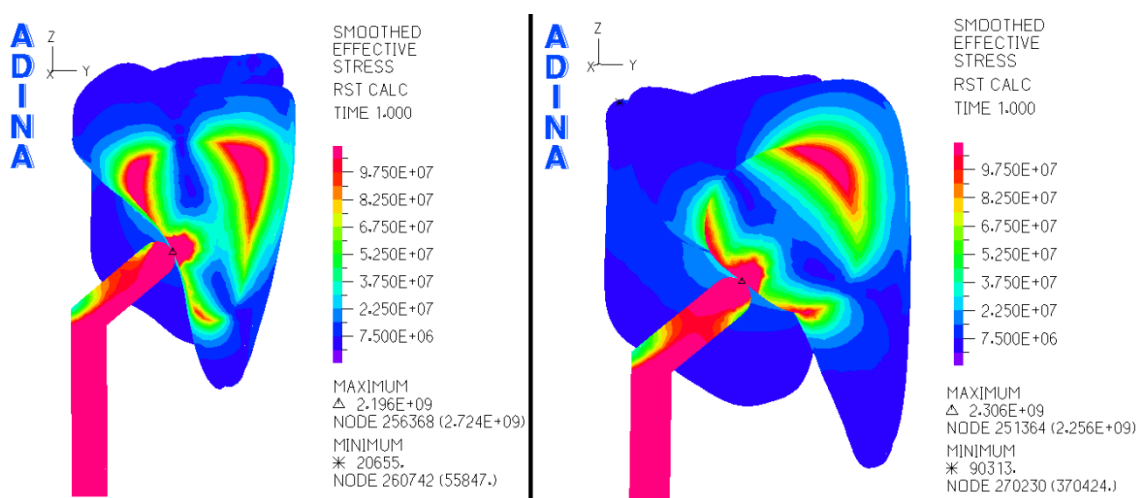


Figura 5.14 – Distribuição de tensões para uma força de 200 N, segundo a vista em corte no plano YZ, na zona de aplicação da carga, das pontes direita (à esquerda) e curva (à direita).

Analisando os perfis da Figura 5.14, conclui-se que existe uma propagação da força exercida a partir do ponto de aplicação da carga e em redor das zonas que delimitam ambas as pontes. Contudo, a zona de contacto da carga com a ponte dentária é um fator muito importante que parece influenciar a forma como as tensões se propagam ao longo do corpo, como se mostra na Figura 5.15.

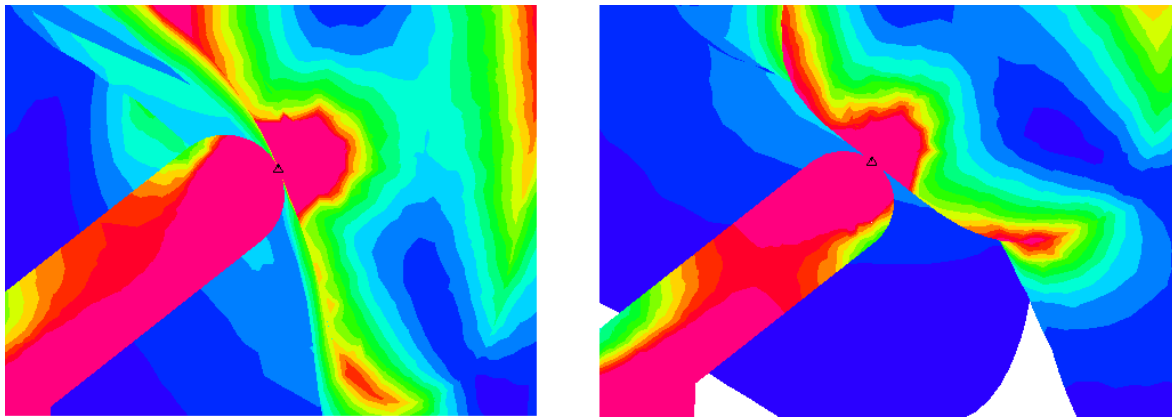


Figura 5.15 – Ampliação da zona de contacto entre a carga e a ponte direita (à esquerda) e ponte curva (à direita).

Com base na ampliação da zona de contacto, consegue-se perceber que na ponte direita (Figura 5.15 (à esquerda)), existe contacto numa zona próxima do vértice da semicircunferência que passa pelo eixo da carga a 130° . Já na ponte curva (Figura 5.15 (à direita)), o contacto é feito numa zona acima do vértice da carga referida anteriormente. Desta forma, é possível explicar uma propagação de tensões mais homogénea na ponte direita face à ponte curva. A Figura 5.16 ilustra isso mesmo, as tensões propagam-se de uma forma mais abrangente a toda a geometria da ponte direita ao invés da ponte curva.

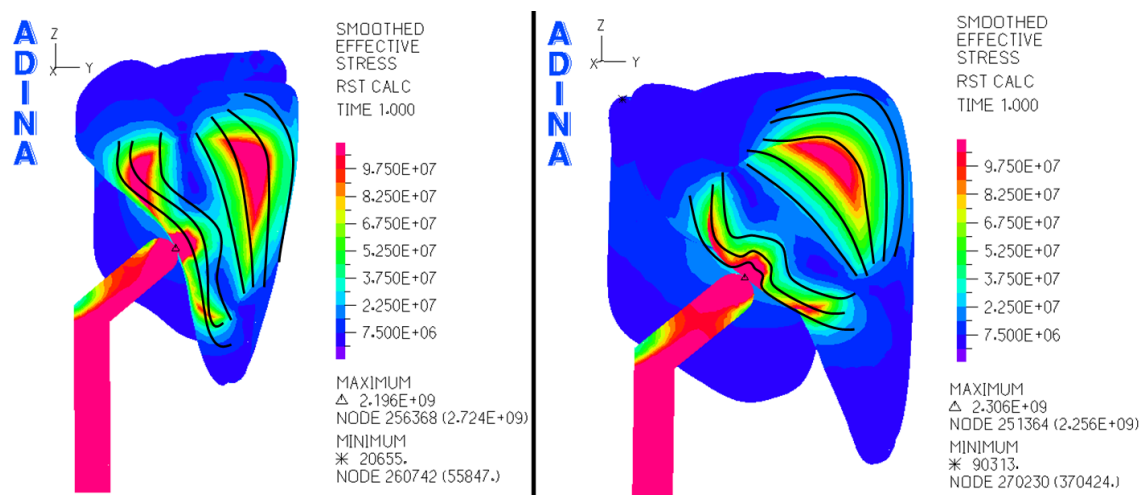


Figura 5.16 - Propagação de tensões nas pontes dentárias direita (à esquerda) e curva (à direita).

5.1. Pontes com revestimento

5.1.1. Ponte direita

Na Tabela 5.3 encontram-se dispostos os valores relativos aos deslocamentos da zircónia e revestimento para os respetivos materiais que compõe as pontes revestidas. Se atendermos aos valores de deslocamento da zircónia para os diferentes materiais e para os diferentes valores de força, verifica-se praticamente uma igualdade entre eles, independentemente das diferentes propriedades mecânicas dos três materiais cerâmicos. O mesmo acontece para os componentes de revestimento, onde os deslocamentos parecem igualmente idênticos. Com isto conclui-se que as propriedades mecânicas dos revestimentos não têm influência no comportamento dos deslocamentos das pontes revestidas.

Tabela 5.3 - Deslocamentos da ponte direita, para os três materiais de revestimento.

Força [N]	Deslocamentos [mm]	Ponte Direita					
		Porcelana feldspática 1		Porcelana feldspática 2		Dissilicato de lítio	
		Zircónia	Revestimento	Zircónia	Revestimento	Zircónia	Revestimento
200		0,3509	0,3900	0,3504	0,3895	0,3500	0,3893
150		0,2644	0,2939	0,2640	0,2935	0,2638	0,2933
100		0,1767	0,1964	0,1764	0,1961	0,1762	0,1959
50		0,08816	0,09801	0,08802	0,09787	0,08792	0,09778

Na Figura 5.17 estão esquematizados os valores de tensão para uma força de 200N, segundo a vista em corte no plano YZ, para os três materiais de revestimento. As tensões propagam-se nos três casos da mesma forma, desde o ponto de aplicação da carga até à fronteira entre a zircónia e o revestimento e continuamente até à delimitação do perfil da ponte revestida.

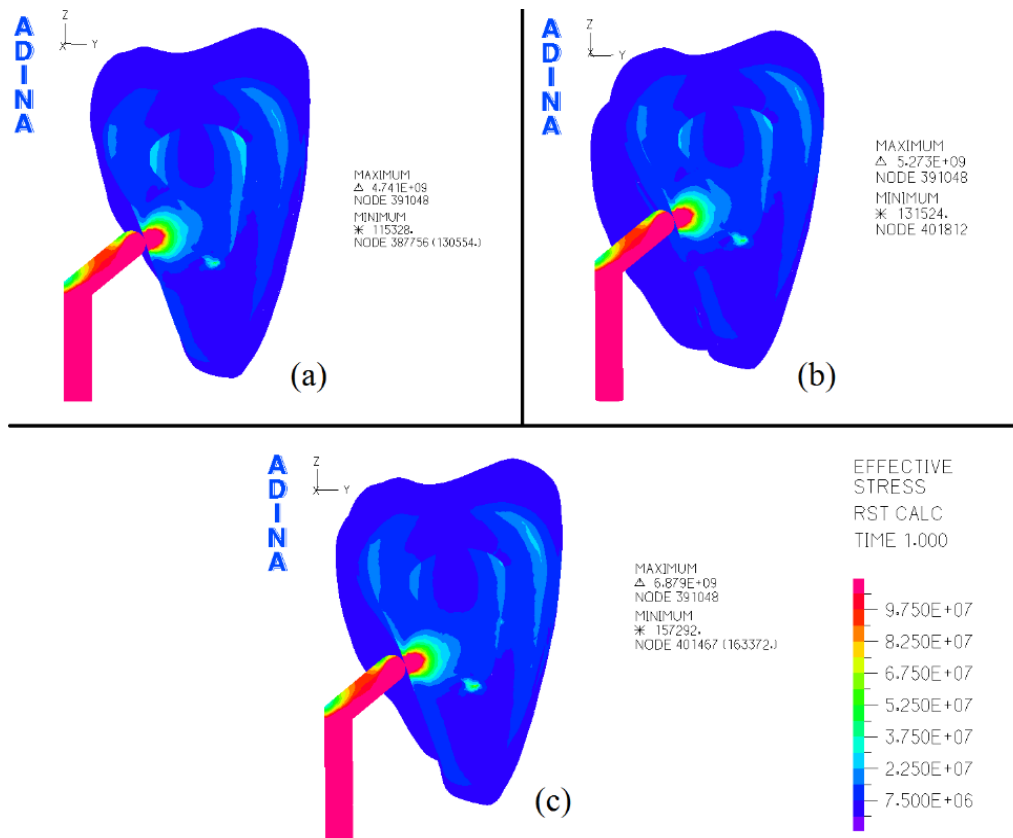


Figura 5.17 - Distribuição de tensões para uma força de 200 N, segundo a vista em corte no plano YZ, na zona de aplicação da carga: a) Porcelana feldspática 1; b) Porcelana feldspática 2; c) Dissilicato de lítio.

Na ponte revestida com a porcelana feldspática 1 (Figura 5.17 (a)), observa-se uma maior concentração de tensões nas zonas que delimitam o perfil da zircônia, comparativamente com os outros materiais. Este fato pode levar a que fenômenos de lascagem ocorram, com origem junto da zona de transição entre a zircônia e o revestimento. Na Figura 5.17 (b), observa-se o mesmo problema, mas de uma forma menos notória, diminuindo ainda mais na Figura 5.17 (c). Uma explicação para este fenômeno poderá estar relacionada com a rigidez do material do revestimento. Note-se que o módulo de elasticidade da porcelana feldspática 1 é menor do que o da porcelana feldspática 2, e este por sua vez, é menor do que o do dissilicato de lítio. Assim, salienta-se que quanto maior for a diferença entre as propriedades mecânicas do revestimento e as propriedades mecânicas da zircônica, maior será a tendência para ocorrer o fenômeno de lascagem.

5.1.2. Ponte curva

Na Tabela 5.4 é possível analisar os valores relativos aos deslocamentos da zircónia e revestimento correspondentes aos três materiais cerâmicos. Se atendermos os valores de deslocamento da zircónia para os diferentes materiais e para diferentes valores de força, verifica-se que o deslocamento tende a diminuir quanto maior for o módulo de elasticidade do material utilizado. O mesmo raciocínio é válido para os deslocamentos registados nos revestimentos. Com isto conclui-se que as propriedades mecânicas dos revestimentos têm influência no comportamento dos deslocamentos das pontes revestidas, quanto maior o valor de módulo de elasticidade do revestimento, menor o deslocamento obtido.

Tabela 5.4 - Deslocamentos da ponte curva, para os três materiais de revestimento.

Força [N]	Deslocamentos [mm]	Ponte Curva					
		Porcelana feldspática 1		Porcelana feldspática 2		Dissilicato de lítio	
		Zircónia	Revestimento	Zircónia	Revestimento	Zircónia	Revestimento
200		0,2497	0,2762	0,2423	0,2680	0,2349	0,2597
150		0,1883	0,2038	0,1827	0,2021	0,1772	0,1958
100		0,1265	0,1399	0,1227	0,1357	0,1190	0,1315
50		0,06379	0,07059	0,06185	0,06842	0,05992	0,06632

Comparando com a Tabela 5.5, os valores de deslocamento da zircónia são menores no caso da porcelana feldspática 2 e do dissilicato de lítio, confirmando mais uma vez a influência dos revestimentos na diminuição de deslocamentos.

Tabela 5.5 - Deslocamentos relativos à ponte curva sem revestimento.

Força [N]	Deslocamento máximo [mm]
200	0,2474
150	0,1864
100	0,1248
50	0,06265

Na Figura 5.18 mostram-se os valores de tensão para uma força de 200N, segundo a vista em corte no plano YZ, para os três materiais de revestimento. À semelhança do que se sucede nas pontes direitas, as tensões propagam-se nos três casos da mesma forma, desde o ponto de aplicação da carga até à fronteira entre a zircónia e o revestimento e continuamente até à delimitação do perfil da ponte revestida.

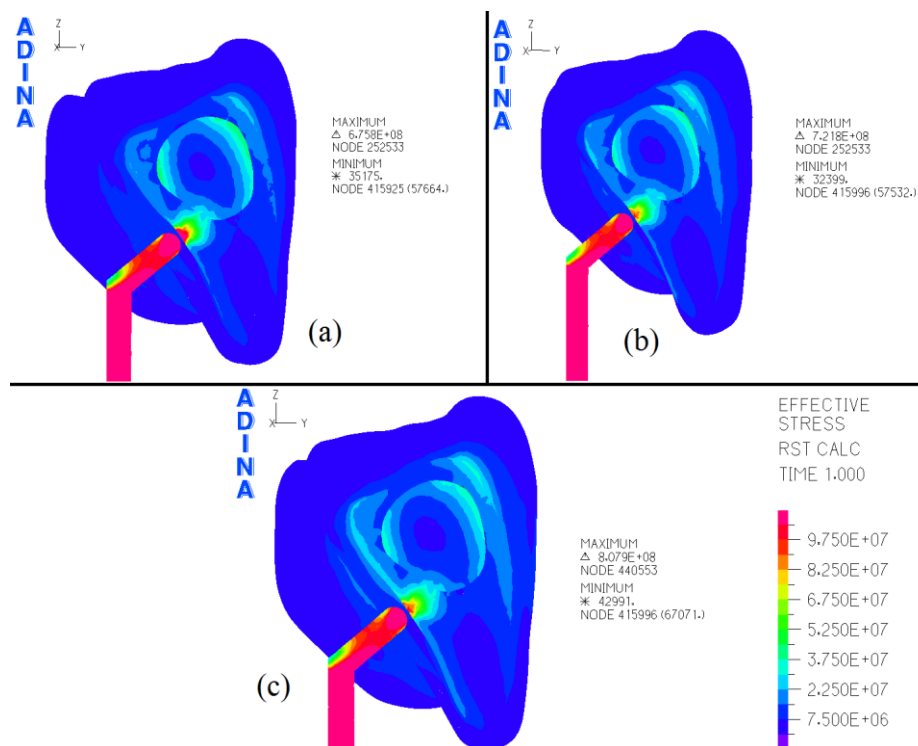


Figura 5.18 - Distribuição de tensões para uma força de 200 N, segundo a vista em corte no plano YZ, na zona de aplicação da carga. Porcelana feldspática 1 (a); Porcelana feldspática 2 (b); (c) Dissilicato de lítio.

Na ponte revestida a porcelana feldspática 1 (Figura 5.18 (a)), observa-se uma maior concentração de tensões perto das zonas interiores que delimitam o perfil da zircónia atingindo valores máximos na ordem dos 45 MPa. Este diferente estado de tensão entre a zircónia e o material que lhe é contíguo, pode levar a que fenómenos de fratura ocorram, com origem junto da zona de transição entre a zircónia e o revestimento. Na Figura 5.18 (b), observa-se o mesmo problema mas de uma forma menos evidente, diminuindo ainda mais na Figura 5.18 (c), onde aqui se regista o maior equilíbrio de tensões entre os dois materiais. A explicação para o sucedido é igual à referida nas pontes direitas, pois o módulo de

elasticidade da porcelana feldspática 1 é menor do que o da porcelana feldspática 2 e este por sua vez, é menor que o dissilicato de lítio.

5.1.1. Ponte direita. Vs. ponte curva.

Na Figura 5.19 observa-se os perfis interiores da zircónia, cor verde, para as pontes direita e curva.

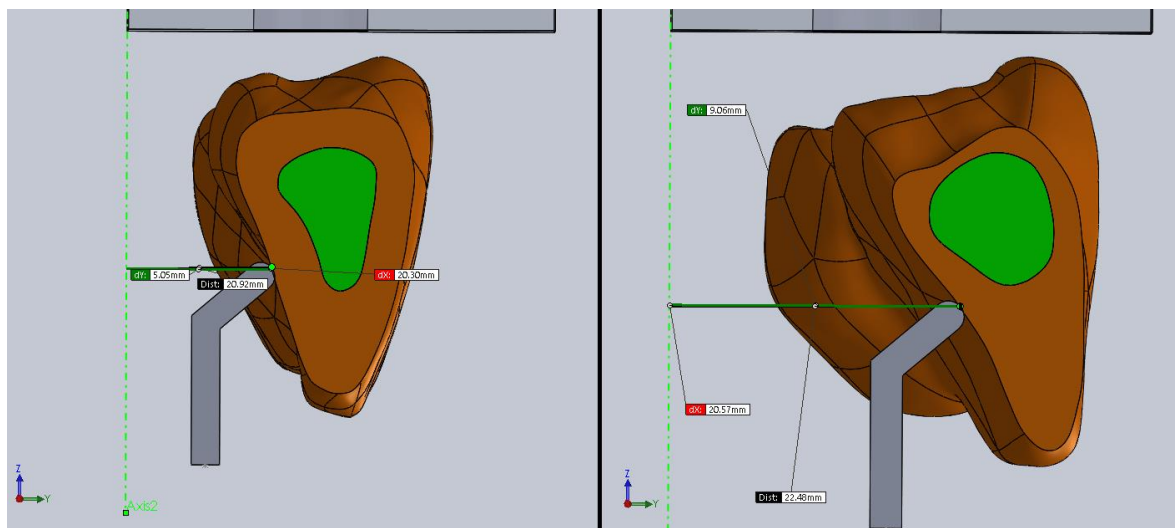


Figura 5.19 – Perfil interior da zircónia na ponte direita (à esquerda) e ponte curva (à direita).

Analisando os perfis de ambas as pontes revestidas, observa-se que o perfil da ponte direita, (Figura 5.19 (à esquerda)), apresenta uma distribuição mais uniforme do revestimento da zircónia. A diferença de espessura entre o revestimento e a zircónia não regista uma grande variação, à exceção da zona próxima da extremidade do dente. Todavia, na Figura 5.19 (à direita), o perfil exibido pela ponte curva, apresenta uma maior irregularidade da espessura do revestimento. A espessura de revestimento é muito pequena na zona da zircónia e é demasiado grande na extremidade do dente. Tudo isto leva a que as tensões tenham uma distribuição diferente nos dois casos. Na ponte direita as tensões distribuem-se de uma forma mais uniforme do que na ponte curva, devido ao contato entre a carga e a ponte ser diferente (tal como se observa na Figura 5.15), levando a que as tensões se propaguem tal como na Figura 5.16.

Os momentos fletores existentes nos dois modelos são também um fator influente nas tensões e deslocamentos registados. Se verificarmos na Figura 5.19 (à esquerda) vemos que o ponto de aplicação da carga fica a uma distância de 5,05 mm, segundo o eixo Y, em relação à aresta do bloco de resina, enquanto na Figura 5.19 (à direita), esta

distância é de 9,06 mm. Na Figura 5.20, observa-se a distância segundo o eixo Z, entre o ponto de aplicação da carga e a base do bloco de resina.

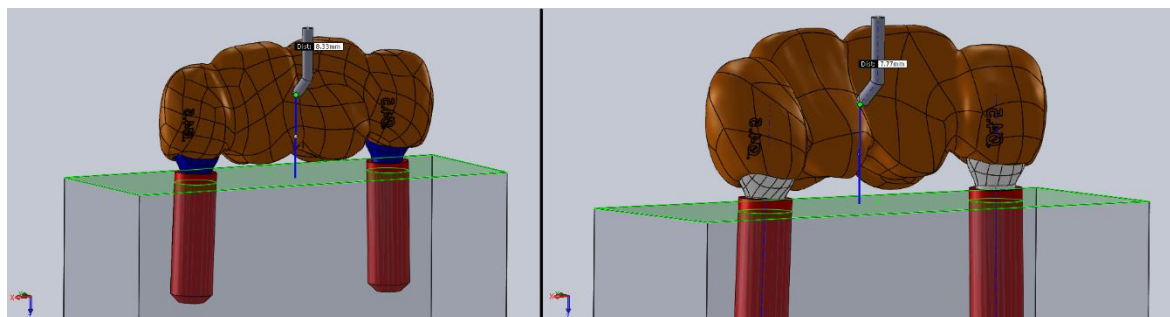


Figura 5.20 - Distância do ponto de aplicação da carga à base do bloco de resina. Ponte direita (à esquerda) e ponte curva (à direita).

Na ponte direita a distância em relação ao bloco de resina é de 8,33 mm, enquanto na ponte curva, essa distância é de 7,77 mm. Esta diferença irá produzir momentos com magnitudes diferentes.

Os resultados dos deslocamentos referentes a todas as simulações realizadas encontram-se na Tabela 0.1 do Anexo A.

6. CONCLUSÕES

Para replicar os modelos geométricos experimentais, é importante construir uma correta modelação da geometria em estudo, pois só assim os resultados do modelo numérico se aproximam do comportamento real. Foi neste ponto que foram encontradas as maiores dificuldades. De facto, foi a construção de modelos geométricos, que correspondessem às características dos modelos em estudo, o ponto onde foi despendido mais tempo, nomeadamente a construção dos modelos 3D no SOLIDWORKS. Felizmente estas dificuldades foram superadas e tornou-se possível fazer o estudo numérico ao nível de deslocamentos e tensões.

Após a obtenção dos primeiros resultados, verificou-se que o módulo de elasticidade teórico da resina poderia ser alterado, pois a diferença de valores registada entre o modelo experimental e o modelo teórica era demasiado elevada. Nesse sentido, foi analisada a influência do valor do módulo de elasticidade da resina no valor do deslocamento final. Após este estudo, seleccionou-se um novo valor de módulo de elasticidade da resina e, este, mostrou ser adequado.

No que se refere às pontes sem revestimento, registam-se menores valores de deslocamento na ponte curva, face à ponte direita, embora os dois modelos apresentem um aumento de deslocamentos à medida que é aumentada a força aplicada. Ao nível das tensões, verifica-se uma propagação mais uniforme na ponte direita, pois a normal à superfície no ponto de contacto é praticamente paralela ao eixo do elemento de carga.

O revestimento demonstra influência na diminuição dos deslocamentos obtidos para a ponte curva. Quanto melhor forem as propriedades mecânicas do revestimento, menor será o deslocamento. Pelo contrário, na ponte direita verifica-se que os deslocamentos registados são praticamente idênticos, tanto para a zircónia como para o revestimento. Ao nível de tensões conclui-se que quanto mais aproximadas forem as propriedades mecânicas entre o revestimento e a zircónia, menor será a diferença entre os estados de tensão e consequentemente, menor aptidão para desenvolver lascagem ou microfraturas a partir do

interior. Os conetores foram sempre as zonas que apresentaram níveis de tensão mais elevados, provando serem as zonas mais frágeis dos modelos em estudo.

Por último, sugerem-se algumas propostas de trabalhos futuros. A primeira idealiza a realização de novos estudos em relação às forças de mastigação, podendo mudar a orientação e intensidade das utilizadas neste trabalho. Outra proposta visa a realização de simulações com uma nova geometria dos implantes, aproximando-os mais com a realidade. A terceira propõe fazer novos estudos com a ponte dentária fixa num modelo de uma maxila. A última sugere ensaiar experimentalmente as pontes dentárias com revestimento, de forma a encontrar o valor de força para o qual ocorre fratura.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aboushelib, M., Feilzer, A., & Kleverlaan, C. (2009). Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dental Materials*, 25, 383-91.
- ADINA R & D, Inc. (2012). ADINA Theory and Modeling Guide Volume I: ADINA Solids & Structures . Watertown, MA 02472 , USA.
- Afonso, A. d. (1998). *Interação entre Biomateriais e Tecido Ósseo*. Dissertação de Doutorado, Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto.
- Association, N. D. (2015). The History of Dentistry. Obtido de <http://www.namibiadent.com/the-history-of-dentistry.html>
- Bergmann, C. P., & Stumpf, A. (2013). *Dental Ceramics - Microstructure, Properties and Degradation*. Berlin Heidelberg, Germany: Springer.
- Borba, M. (2010). *Comportamento Mecânico de Cerâmicas Utilizadas na Confeção de Próteses Parciais Fixas - Tese de Doutorado*. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
- Bordin, D., Cavalcanti, I. M., Pimentel, M. J., Fortulan, C. A., Sotto-Maior, B. S., Cury, A. A., & Silva, W. J. (2015). Biofilm and saliva affect the biomechanical behavior of dental implants. *Journal of Biomechanics*, 48, 997-1002.
- Bottino, M. A., Valandro, L. F., & Faria, R. (2009). *Perception: Esthetics in Metal-free Prosthesis of Natural Teeth and Implants*. São Paulo: Artes Médicas.
- Calha, N., Rodrigues, T., Messias, A., Roseiro, L., Nicolau, P., & Neto, M. A. (2014). Effects of micromovement on the strain distribution of an implant supported zirconia dental bridge structure during loading: A 3D digital image correlation and 3D finite element analysis. *Biodental Engineering III*, 97-101.
- Calha, N., Rodrigues, T., Messias, A., Roseiro, L., Nicolau, P., & Neto, M. A. (2015). Effect of zirconia framework design on strain distribution of anterior implant-supported fixed partial dentures: an in vitro study. *Dental Materials*, (Submitted).
- Christensen, R., & Ploeger, B. (2010). A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *The Journal of the American Dental Association*, 141, 1317–1329.
- Dassault Systèmes ©2014 . (s.d.). SOLIDWORKS® 2014 3D CAD software.
- Dinis, L. M. (2006). *Elementos Finitos*. Obtido de <https://web.fe.up.pt/~ldinis/1aulaef.pdf>
- Eliasz, N. (2012). *Degradation of Implant Materials* (1 ed.). Verlag New York: Springer.
- GmbH, H. K. (s.d.). *Technovit 4000*. Obtido de http://www.equilab.es/pdf/Prospekt_Technovit_englisch.pdf
- Gonzaga, C. C., Cesar, P. F., Jr., W. G., & Yoshimura, H. N. (2010). Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dental Materials*, 27, 394-406.
- Goodacre, C., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., & Kan, J. (2003). Clinical complications in fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90, 31-41.
- Hojjatie, B., & Anusavice, K. J. (1991). Effect of Thermal Tempering on Strength and Crack Propagation Behavior of Feldspathic Porcelains. *Journal of Dental Research*, 70, 1009-1013.

- Jidge Vamshi Krishna, V. S. (2009). Evolution of metal-free ceramics. *J Indian Prosthodont Soc*, 9:70-5.
- Jones, D. W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental clinics of North America*, 29, 621-44.
- Junior, J. F., Pellizzer, E. P., Verri, F. R., & Carvalho, P. S. (2013). Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: A 3-D finite element study. *Materials Science and Engineering: C*, 33, 4700-4714.
- Katti, K. (2004). Biomaterials in total joint replacement. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces* 39, 133-142.
- Kern, M. (2005). Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence international*, 36, 141-7.
- Kevin L. Ong, S. L. (2014). *Orthopaedic Biomaterials in Research and Practice* (2th ed.). United States: CRC Press.
- Khamverdi, Z., & Moshiri, Z. (2013). Zirconia: An Up-to-date Literature Review. *Avicenna Journal of Dental Research*, 4, 1-15.
- Molin, M., & Karlsson, S. (2008). Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *The International Journal of Prosthodontics*, 21, 223-7.
- Nelson, S. J. (2015). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion* (10th ed.). 3251 Riverport Lane, St. Louis, Missouri 63043, United States: Elsevier Saunders.
- Nerosky, L. A. (2001). *Medição de Formas Livres Através da Integração de um Sensor Óptico Tipo "Folha de Luz" em um Braço de Medição*. Pós-Graduação em Metrologia Científica e Industrial.
- Nicholson, J. W. (2002). *The Chemistry of Medical and Dental Materials*. Burlington House, Piccadilly, London, W1J 0BA: Royal Society of Chemistry.
- Raigrodski, A., Chiche, G., Potiket, N., Hochstedler, J., Mohamed, S., & Billiot, S. (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96, 237-44.
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials* (13th ed.). Philadelphia, PA, United States: Mosby-Elsevier.
- Taddeo, F. (2013). *Caracterização de filme vítreo, sinterizado com diferentes ciclos térmicos, depositado sobre substrato de Y-TZP e sua resistência de união imediata e após termociclagem a cimentos resinosos*. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Odontologia, São Paulo.
- Terry, d. A. (2011). What Other Biomaterial has so Many Uses: Flowables. *Teamwork*, 4, 28-47.
- Yoruç, A. B., & Şener, B. C. (2012). *A Roadmap of Biomedical Engineers and Milestones - Biomaterials*. (P. S. Kara, Ed.) Turkey: InTech Europe.

ANEXO A

Tabela 0.1 – Resultados dos deslocamentos obtidos das 37 simulações realizadas.

Ponte dentária																
Força [N]			Direita com revestimento							Curva com revestimento						
			Porcelana feldspática 1		Porcelana feldspática 2		Dissilicato de lítio			Porcelana feldspática 1		Porcelana feldspática 2		Dissilicato de lítio		
			Zircónia	Revestimento	Zircónia	Revestimento	Zircónia	Revestimento		Zircónia	Revestimento	Zircónia	Revestimento	Zircónia	Revestimento	
200	Deslocamentos [mm]	Direita sem rev.	0,2995	0,3509	0,3900	0,3504	0,3895	0,3500	0,3893	0,2474	0,2497	0,2762	0,2423	0,2680	0,2349	0,2597
150			0,2268	0,2644	0,2939	0,2640	0,2935	0,2638	0,2933	0,1864	0,1883	0,2038	0,1827	0,2021	0,1772	0,1958
100			0,1527	0,1767	0,1964	0,1764	0,1961	0,1762	0,1959	0,1248	0,1265	0,1399	0,1227	0,1357	0,1190	0,1315
50			0,07714	0,08816	0,09801	0,08802	0,09787	0,08792	0,09778	0,06265	0,06379	0,07059	0,06185	0,06842	0,05992	0,06632