



UNIVERSIDADE DE
COIMBRA

FACULDADE
DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA

Avaliação da Influência da Geometria da Cavidade Retentiva na Resistência Mecânica das Obturações Dentárias (Restauração do Dente)

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

**Evaluation of the influence of retentive cavity geometry on
the mechanical strength of restored teeth**

Autor

António Henrique Pinto de Matos Gonçalves Simões

Orientadores

Maria Augusta Neto

Luis Manuel Ferreira Roseiro

Júri

	Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins
Presidente	Amaro Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra
Orientadora	Professora Doutora Maria Augusta Neto Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra
Vogal	Doutora Ana Lúcia de Pereira Neves Messias Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra



Coimbra, Setembro, 2018

Nada é mais importante do que criar um ambiente no qual as pessoas sintam que fazem uma diferença. Não há como se sentir bem em relação ao que você está fazendo sem acreditar que está fazendo uma diferença.

Jack Stack.

Aos meus pais, família, amigos e colegas.

Agradecimentos

A concretização desta dissertação de mestrado não seria possível sem o apoio e a amizade de todos os familiares, amigos e professores. A todos eles deixo aqui o meu apreço pessoal.

Em primeiro lugar quero agradecer aos meus orientadores, Professora Doutora Maria Augusta Neto e ao Professor Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro por toda a orientação e colaboração prestada, pela partilha de sabedoria, e por toda a disponibilidade apresentada.

À Doutora Ana Lúcia de Pereira Neves Messias por toda a contribuição e horas prescindidas do seu valioso tempo na ajuda da realização desta dissertação.

Agradeço em especial ao meu pai, António Manuel, por toda a força e motivação que me deu para concluir o meu percurso académico, e à minha mãe, Ana Maria, pela capacidade de me auxiliar a desenvolver o melhor espírito crítico, aos dois pelas oportunidades proporcionadas e pelo carinho prestado em todas as alturas da realização desta dissertação e em todo o percurso académico.

Um amoroso agradecimento à Palmira, uma pessoa que sempre me ajudou e me acompanhou, e me fez crescer como pessoa.

A todos os meus familiares por toda a motivação e alegria que me deram em todos os momentos. Agradeço em particular, às minhas primas, Adriana, Carolina, Paula e Sofia por toda a ajuda e apoio incondicional em todo o meu percurso académico.

Ao meu grupo de amigos por toda a amizade e companheirismo, que em todos os bons e maus momentos vividos estiveram presentes e me animaram, e estiveram disponíveis para me ouvir e auxiliar.

Aos meus amigos e colegas de trabalho do laboratório de mecânica estrutural por toda a partilha de conhecimento, entreajuda e momentos dentro da sala, e por nunca me deixarem desistir de concretizar a realização desta dissertação.

Ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra, por todos os conhecimentos transmitidos e cujos momentos vividos levo comigo para a vida.

Um muito obrigado a todos!

Resumo

A restauração dentária é uma solução para o recobrimento do dente vital após este ter sofrido de possíveis fraturas físicas ou químicas. Atendendo à grande variedade de materiais, formas de restauração e tipo de adesão que podem ser utilizados na restauração dentária, têm sido desenvolvidos vários estudos que visam reduzir a possibilidade da rotura da restauração do dente e melhorar o seu procedimento.

Na presente dissertação irão ser apresentados os resultados de três análises numéricas relativas a dois tipos de abordagens na restauração de cavidades com margens infragengivais na região posterior, *inlay* e *onlay*. Na realização deste estudo numérico foi utilizado o modelo CAD de um primeiro pré-molar superior. Posteriormente, os modelos CAD da restauração do dente foram sujeitos a algumas modificações a partir do *software* CAD *Geomagic*®. As simulações foram desenvolvidas com base no *software* de elementos finitos *ADINA*®.

Para cada simulação numérica o dente restaurado foi submetido a uma carga crescente de 500 N. A carga foi aplicada sempre no centro da superfície oclusal com recurso a uma estrutura com as propriedades de um aço inoxidável, com uma incidência de 30 graus relativamente ao eixo central do dente (força concêntrica).

Na primeira análise estática (linear), são comparadas apenas as duas restaurações sem qualquer tipo de adesivo. Na segunda análise quase estática (não linear), são avaliados os resultados obtidos a partir da restauração do dente em *inlay* com a inserção de uma camada de adesivo em cimento resinoso. Na discussão de resultados é feita uma comparação entres os dois tipos de restauração, entre o mesmo tipo de restauração *inlay*, com e sem adesivo, e por último com a inserção do adesivo, com e sem elementos coesivos.

Com os resultados, foi possível concluir que os dois tipos de restauração analisados apresentam boas capacidades de suportar esforços elevados, contudo a restauração em *inlay* mostrou maior capacidade de carregamento. A restauração em *inlay* com o cimento resinoso apresentou uma semelhante capacidade de suportar cargas, quando comparadas as simulações com e sem elementos coesivos, apesar de ser pouca a diferença.

Palavras-chave: Dente, Restauração, Elementos Finitos, *Inlay*, *Onlay*, Adesivo.

Abstract

The dental restoration is a solution for the recovery of the vital tooth after it has suffered from possible physical or chemical fractures. Given the wide variety of materials, restorations and adhesion types that can be used in dental restoration, several studies have been developed to reduce the possibility of rupture of the tooth restoration and improve its procedure.

In the present dissertation will be presented the results of three numerical analyzes related to two types of approaches in the restoration of infragengival margins in the posterior region, inlay and onlay. In the numerical study, the CAD model of a first upper premolar was used. Later, the CAD models of tooth restoration were subjected to some modifications from Geomagic® CAD software. The simulations were developed based on ADINA® finite element software.

For each numerical simulation the restored tooth was subjected to an increasing load of 500 N. The load was always applied in the center of the occlusal surface using a structure with the properties of a stainless steel, with an incidence of 30 degrees with respect to the central axis of the tooth (concentric force).

In the first static analysis (linear), only the two restorations without any type of adhesive are compared. In the second quasi-static (non-linear) analysis, the results obtained from restoring the tooth in inlay with the insertion of a layer of adhesive in resin cement are evaluated. In the discussion of results a comparison is made between the two types of restoration, between the same type of restoration inlay, with and without adhesive, and finally with the insertion of the adhesive, with and without cohesive elements.

With the results, it was possible to conclude that the two types of restoration analyzed have good capacity to withstand high stresses, however, the inlay restoration showed a higher loading capacity. The restoration in inlay with the resin cement showed a similar capacity to bear loads, when compared with the simulations with and without cohesive elements, although the difference.

Keywords Teeth, Restoration, Finite Elements, Inlay, Onlay, Accession.

Índice

ÍNDICE DE FIGURAS	xi
ÍNDICE DE TABELAS	xiii
SIMBOLOGIA E SIGLAS.....	xv
Simbologia.....	xv
Siglas	xv
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Objetivos.....	2
1.2. Estrutura da Dissertação	2
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	5
2.1. Anatomia e Fisiologia do Dente	5
2.2. Biomecânica do Dente	8
2.3. Resistência à Fratura	9
2.4. Restauração Dentária	9
2.4.1. Restauração Direta.....	10
2.4.2. Restauração Indireta	11
2.5. Preparação das Restaurações	14
2.6. Adesão na Restauração do Dente.....	14
2.7. Avaliação da Resistência de Restaurações Indiretas	17
3. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS.....	21
3.1. Modelo Geométrico	21
3.1.1. Geometria do Dente.....	21
3.1.2. Modelo Geométrico do Osso.....	22
3.1.3. Melhoria do Modelo no <i>software Geomagic®</i>	23
3.1.4. Modelo Geométrico do Dente Restaurado	25
3.2. Modelação dos Parâmetros	26
3.2.1. Materiais Utilizados nos Modelos	27
3.2.2. Condições de Apoio	27
3.2.3. Contactos Geométricos.....	28
3.2.4. Força Aplicada.....	29
3.2.5. Elementos Coesivos.....	30
3.3. Modelo Numérico	32
3.3.1. Modelo 1.....	33
3.3.1. Modelo 2.....	36
4. ANÁLISE DE RESULTADOS.....	41
4.1. Restauração do Dente em <i>Inlay</i>	41
4.1.1. Análise de Deslocamentos.....	41
4.1.2. Análise de Tensões	42
4.2. Restauração do Dente em <i>Onlay</i>	44
4.2.1. Análise de Deslocamentos.....	44

4.2.2. Análise de Tensões.....	45
4.3. Restauração do Dente em <i>Inlay</i> com Cimento Resinoso.....	47
4.3.1. Análise de Deslocamentos	47
4.3.2. Análise de Tensões.....	47
4.4. Restauração do Dente em <i>Inlay</i> com Cimento Resinoso (Elementos Coesivos) .	49
4.4.1. Análise de Deslocamentos	50
4.4.2. Análise de Tensões.....	50
4.5. Comparação dos resultados das Restaurações Dentárias	54
5. CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS.....	59
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	61
APÊNDICE A – RESTAURAÇÃO DO DENTE EM <i>INLAY</i>	67
APÊNDICE B – RESTAURAÇÃO DO DENTE EM <i>ONLAY</i>	71

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Identificação dos Dentes [6].....	6
Figura 2.2. Composição do Dente Humano [8].....	7
Figura 3.1. Dente original.....	22
Figura 3.2. Suporte do dente.....	23
Figura 3.3. Geometria do esmalte [a) inicial, b) modificada].....	24
Figura 3.4. Transformação efetuada na dentina [a) primeira dentina, b) dentina obtida]. ..	24
Figura 3.5. Modelo do dente final obtido.	25
Figura 3.6. Modelo CAD da restauração do dente em a) <i>inlay</i> e b) <i>onlay</i>	25
Figura 3.7. Condições de fronteira aplicadas no conjunto.	28
Figura 3.8. Contacto geométrico da restauração do dente (restauração <i>inlay</i> com 4 nós). .	29
Figura 3.9. Carregamento no corpo de aço.....	30
Figura 3.10. Elementos coesivos.	31
Figura 3.11. Estrutura de malha perfeita.	31
Figura 3.12. Estrutura dos elementos.	33
Figura 3.13. Tipos de elementos <i>3D-Solid</i> (tetraédricos – 4nós; hexagonais – 8nós; tetraédricos– 10nós; pirâmides – 5nós) [37].	34
Figura 3.14. Modelos numéricos das geometrias de <i>inlay</i> e <i>onlay</i> , respetivamente, com a) 4 nós, b) 8 nós e c) 10 nós.	35
Figura 3.15. Restauração cerâmica.....	37
Figura 3.16. Esmalte.....	37
Figura 3.17. Dentina.	38
Figura 3.18. Cimento resinoso.....	38
Figura 3.19. Ligação do cimento resinoso e dentina.	39
Figura 4.1. Deslocamento do dente com restauração <i>inlay</i> [a) 4 nós; b) 8 nós; c) 10 nós].	42
Figura 4.2. Distribuição das tensões no dente com restauração <i>inlay</i> [a) 4 nós; b) 8 nós; c) 10 nós].	43
Figura 4.3. Distribuição da tensão na restauração <i>inlay</i> (4 nós).....	43
Figura 4.4. Deslocamento do dente com restauração <i>onlay</i> [a) 4 nós; b) 8 nós; c) 10 nós].	44
Figura 4.5. Distribuição das tensões no dente com restauração <i>onlay</i> [a) 4 nós; b) 8 nós; c) 10 nós].	45
Figura 4.6. Distribuição da tensão restauração <i>onlay</i> (4 nós).....	46

Figura 4.7. Distribuição da tensão restauração <i>onlay</i> (8 nós).	46
Figura 4.8. Distribuição do deslocamento resultante na restauração <i>inlay</i> com cimento resinoso.	47
Figura 4.9. Distribuição da tensão na restauração <i>inlay</i> com cimento resinoso.....	48
Figura 4.10. Distribuição da tensão no cerâmico/cimento resinoso.....	48
Figura 4.11. Distribuição da tensão no cimento resinoso.	49
Figura 4.12. Distribuição da tensão: a) Cimento resinoso; b) Dentina.	49
Figura 4.13. Distribuição da tensão restauração <i>inlay</i> com cimento resinoso.	50
Figura 4.14. Distribuição da tensão restauração <i>inlay</i> com cimento resinoso.	50
Figura 4.15. Distribuição da tensão no cerâmico/cimento resinoso.....	51
Figura 4.16. Distribuição da tensão no cimento resinoso.	51
Figura 4.17. Distribuição da tensão: a) Cimento resinoso; b) Dentina.	52
Figura 4.18. Distribuição da tensão nos elementos coesivos.	52
Figura 4.19. Distribuição da tensão coesiva: a) Normal; b) Tangencial.	53
Figura 4.20. Distribuição das tensões principais: a) P1; b) P2; c) P3.	53
Figura 4.21. Critério de falha nos elementos coesivos.....	54
Figura A.1. 4 Nós	67
Figura A.2. 8 Nós	68
Figura A.3. 10 Nós	69
Figura B.1. 4 Nós	71
Figura B.2. 8 Nós	72
Figura B.3. 10 Nós	73

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1. Classificação dos sistemas adesivos [32].	16
Tabela 3.1. Materiais utilizados no modelo geométrico.....	27
Tabela 3.2. Propriedades definidas da interface coesiva.	32
Tabela 3.3. Número médio de elementos nas restaurações (modelo 1).	35
Tabela 3.4. Número de nós nas restaurações (modelo 1).	36
Tabela 4.1. Valores de deslocamento no modelo 1.	54
Tabela 4.2. Valores de tensão no modelo 1.	55
Tabela 4.3. Comparação dos modelos de restauração do dente com/sem cimento resinoso.	55
Tabela 4.4. Comparação dos deslocamentos/tensões dos modelos de restauração do dente com cimento resinoso.	56
Tabela 4.5. Comparação das tensões dos modelos de restauração do dente com cimento resinoso.....	56

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

E – Módulo de Elasticidade

F – Força

P – Pressão

ν – Coeficiente de Poisson

Siglas

CAD – Desenho Assistido por Computador (do inglês: *Computer Assisted Design*)

CAE – Engenharia Assistida por Computador (do inglês: *Computer Assisted Enginnering*)

DEM – Departamento de Engenharia Mecânica

FCTUC – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

FEA – Análise de Elementos Finitos (do inglês: *Finite Element Analysis*)

ISEC – Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

MEF – Método de Elementos Finitos

MOD – Mésio Ocluso Distal

1. INTRODUÇÃO

Ao longo dos tempos surgiu uma procura crescente por restaurações dentárias que combinam e se ligam de forma eficaz com o tecido natural do dente, permitindo assim a preparação conservadora da cavidade. Os materiais e as tecnologias utilizadas nas restaurações têm sido desenvolvidos no intuito de providenciar um melhoramento de coroas e pontes dentárias (McClean, 1979) [1]. Para tal ser bem-sucedido é necessário ter em conta o aspeto fisiológico, estético, a biocompatibilidade e a resistência mecânica do dente natural. Desta forma, vários estudos têm vindo a ser efetuados para se obter a máxima informação necessária, de modo a ser possível aproximar a qualidade da restauração à do dente original. A generalidade desses estudos foi desenvolvida considerando a aplicação de princípios da biomecânica à ortodontia. De facto, atualmente, os ortodontistas dispõem de uma multiplicidade de soluções para o mesmo problema: qual é a melhor sequência de arcos, qual é a melhor configuração e geometria da cavidade de uma restauração, etc. É praticamente impossível existir consenso entre as diferentes filosofias técnicas e escolhas, mas a biomecânica é o único aspeto que escapa a qualquer controvérsia e a razão é simples, os seus princípios baseiam-se em leis precisas.

Este trabalho visa utilizar os princípios da biomecânica para avaliar as principais diferenças entre dois tipos de restaurações indiretas em cerâmica, *inlay/onlay*, que são indicadas para a restauração de cavidades nas obturações de dentes posteriores. Os sistemas de restauração indireta são baseados em odontologia adesiva, exigindo uma conexão efetiva e durável com os tecidos do dente [2]. Atualmente, existem vários dispositivos computadorizados que podem ser utilizados para gerar restaurações totalmente em cerâmica, que são produzidas a partir de blocos de cerâmica ou resina composta de alta qualidade em questão de minutos [3]. Uma preocupação é que as cerâmicas, embora sejam teoricamente mais resistentes do que as resinas, na prática tendem a ser relativamente frágeis, particularmente, quanto sujeitas a tensões de tração (McClean, 1979) [1]. Assim, as restaurações cerâmicas de substituição de cúspides devem utilizar espessuras que não comprometam o seu desempenho clínico.

Uma vez que a avaliação da distribuição de tensões nos dentes é muito difícil, em particular após a restauração, devido à sua geometria complexa, neste trabalho utiliza-se o Método dos Elementos Finitos (MEF), o qual é uma ferramenta importante e frequentemente utilizada. Este método permite modelar estruturas com geometrias complicadas, considerando as suas propriedades mecânicas reais, e permite simular a interação entre várias estruturas. O componente em estudo é dividido num número finito de elementos conectados através de nós, em que as variáveis de interesse são aproximadas com algumas funções matemáticas. Aplicações biomédicas deste método já são conhecidas em alguns campos de medicina [4].

1.1. Objetivos

O objetivo principal desta dissertação consiste na análise numérica pelo MEF da influência de duas geometrias diferentes de restaurações dentárias num primeiro pré-molar superior (dente número 24), denominadas de *Inlay* e *Onlay*, com e sem o uso interno de um sistema de adesão em cimento resinoso. Nesta análise pretende-se avaliar onde surgem os maiores esforços na cavidade retentiva. Nesse sentido, é utilizada uma modelação 3D de dois modelos de um dente restaurado, providenciados pelo Professor Doutor Luis Roseiro, com o conjunto da sua envolvente: parte restaurada, esmalte, dentina, cavidade pulpar, osso cortical e trabecular e um corpo de aço colocado na coroa do dente. A implementação destes processos foi efetuada através do *SolidWorks*®, *software* de modelação 3D, com o adequado posicionamento dos elementos estruturais de acordo com a estrutura do dente. Os modelos foram posteriormente tratados e modificados no *software Geomagic*®.

Posteriormente, e com base na modelação geométrica, foram desenvolvidos os respetivos modelos numéricos (componente CAE), utilizando o *software ADINA*®. As simulações consideram uma carga estática aplicada na superfície da coroa do dente.

1.2. Estrutura da Dissertação

A dissertação, com o intuito de alcançar os objetivos referidos, está dividida em seis capítulos, incluindo este. O presente capítulo, de natureza introdutória, apresenta um breve enquadramento e os objetivos deste estudo, bem como a estrutura da dissertação. O

capítulo 2 é compreendido pela revisão bibliográfica, de forma a apresentar o tema relativo à restauração do dente, começando por apresentar a anatomia e comportamento biomecânico do dente, clarificando o objetivo da restauração do dente e os possíveis biomateriais utilizados na restauração. No capítulo 3 é desenvolvida a metodologia implementada para a obtenção dos resultados numéricos, e é abordado o método dos elementos finitos, onde são apresentados detalhadamente os estudos numéricos realizados. No capítulo 4 é feita a análise e discussão dos resultados. Por fim, no capítulo 5, são apresentadas as principais conclusões desta dissertação e são feitas algumas sugestões para trabalhos futuros.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

No presente capítulo apresenta-se a informação essencial apreendida pela leitura de documentos existentes na literatura aberta. Na primeira parte é descrito a fisionomia e o comportamento biomecânico do dente, demonstrando como se constitui a dentição humana e a anatomia do dente. É mencionada a resistência mecânica do dente original e das suas restaurações, comparando e fazendo uma análise do mesmo. Indicam-se possíveis falhas no dente que leva à sua restauração. Referem-se as diferentes restaurações dentárias, as preparações das restaurações e os referidos constituintes utilizados no estudo.

2.1. Anatomia e Fisiologia do Dente

O ser humano é um difiodonte, i.e., possui duas dentições: decídua e permanente, chamando ao período de transição entre elas de dentição mista. Como é referido em [5], o ser humano enquanto criança possui a dentição decídua ou dentição de leite, que se inicia por volta dos 6 meses e que, normalmente, fica completa aos 2 anos e meio, sendo composta apenas por 20 dentes, 10 na maxila e 10 na mandíbula. Em cada hemiarcada (quadrante) encontram-se 2 incisivos, 1 canino e 2 molares. Na fase adulta as arcadas humanas apresentam 32 dentes, onde já se encontra o conjunto total de dentes, 16 na parte superior e 16 na parte inferior, onde são encontrados, em cada hemiarcada, 2 incisivos, 1 canino, 2 pré-molares e 3 molares. A dentição final é composta por 4 tipos de dentes, cada um com a sua função. Inicia-se entre os 5 a 7 anos e fica completa por volta dos 18 a 21 anos.

Toda a constituição dentária se insere nos maxilares, a Figura 2.1 apresenta a constituição das arcadas humana. Os dentes incisivos são dentes frontais afiados em forma de cinzel e têm a função de preensão (quatro superiores e quatro inferiores). Os dentes caninos, têm pontas agudas (cúspides) que servem para dilaceração. Os pré-molares têm a função de esmagar, apresentam duas pontas (cúspides), e os molares a função de triturar os alimentos, estes por norma possuem entre duas a quatro cúspides na superfície de mordida.

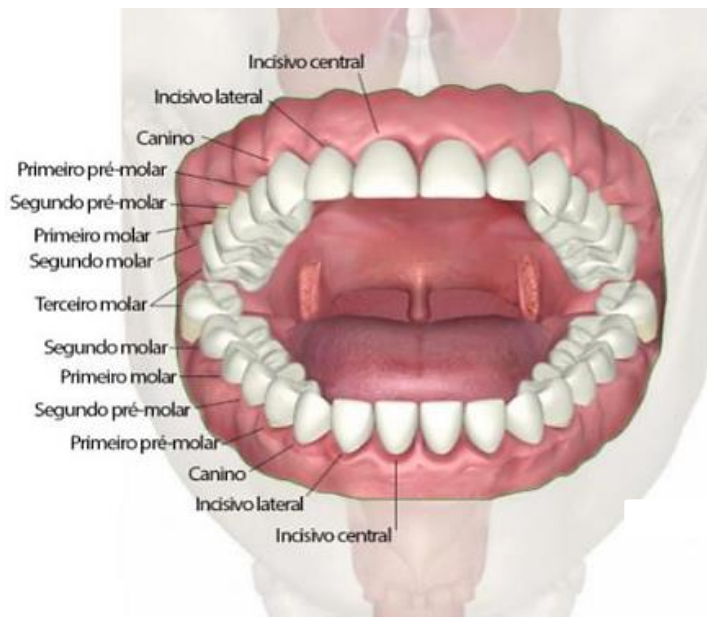


Figura 2.1. Identificação dos Dentes [6].

Geralmente, o dente humano é dividido anatomicamente em três partes, como ilustrado na Figura 2.2:

1. Coroa que representa 1/3 do tamanho total de um dente;
2. O colo, que é a parte do dente que está situada entre a coroa e a raiz, a qual é perfeitamente visível e é representado por um estrangulamento entre a coroa e a raiz, marcado ainda por uma linha sinuosa entre o esmalte e o cimento;
3. A raiz que é a parte que fica situada nos alvéolos, esta não é visível na cavidade bucal e está protegida pelo cimento que lhe oferece uma coloração amarelada e uma textura mais rugosa. Representa cerca de 2/3 do tamanho total do dente [7].

Nesta dissertação o dente estudado é um pré-molar superior (dente número 24). O dente é um componente vital que apresenta uma fisiologia específica. A sua estrutura é complexa e composta por diferentes tipos de materiais com características essenciais para a sua correta funcionalidade. É constituído por três componentes histológicos distintos: esmalte, dentina e polpa.

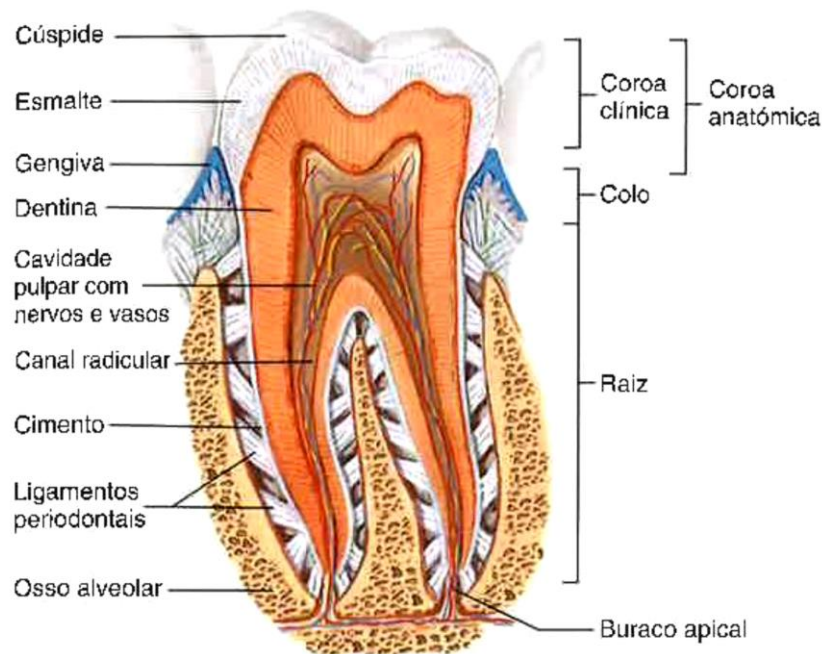


Figura 2.2. Composição do Dente Humano [8].

O esmalte cobre a superfície da dentina coronária, é o tecido dentário de origem ectodérmica e está em contato com o meio intraoral, é o elemento mais duro e mineralizado de todo o corpo humano. A sua espessura é variável consoante as regiões do dente e entre os diferentes tipos de dentes, sendo mais espesso nas cúspides com $2,5\text{ mm}$. A sua composição é formada em 96%, do seu peso, por conteúdo inorgânico sendo o restante material composto por 1% de componente orgânico e 3% de água, contudo é também o mais propício a ser danificado [9].

A maior parte do dente é constituída por dentina, o segundo material mais duro do organismo, logo a seguir ao esmalte, formando o arcabouço do dente. É o eixo estrutural dentário, constituído por túbulos dentários, estes são finos e cilíndricos e estendem-se da polpa à mandíbula. A dentina é um tecido complexo e hidratado, composto por 69% de material inorgânico mesenquimal e o resto em volume de material orgânico e água [10].

Confinado com a dentina e o esmalte, no centro do dente, formada por 75% de água e 25% de matéria orgânica encontra-se a polpa dentária, ou cavidade pulpar, é um tecido conjuntivo laxo altamente vascularizado que possui uma capacidade regenerativa devido ao seu suprimento sanguíneo único [11]. É constituído por células pulpares vivas, odontoblastos, células do sistema imunológico, neurónios, células endoteliais e matriz extracelular. Apresenta como principal função fornecer nutrientes ao dente através dos vasos

sanguíneos que o formam, limpar resíduos e uma rede de proteção contra estímulos nocivos, como dor. Células pulpares e odontoblastos desempenham papéis vitais na regeneração da dentina danificada pelo desgaste dentário ou cuidados dentários, como defesa física protetora na remoção de estímulos exógenos pelo depósito de dentina terciária na superfície da câmara pulpar [12].

O dente encontra-se apenas exposto pelo seu esmalte, o mesmo é circundado pelo periodonto (peri= à volta; odonto=dente). O periodonto é constituído por 4 tecidos: gengiva, ligamento periodontal, cimento radicular e osso alveolar. O dente está seguro por dois ossos, o osso trabecular e o osso cortical. O ligamento periodontal, tecido referido anteriormente, tem significativa importância neste constituinte, porque é uma camada de tecido viscoelástico que serve de amortecedor do suporte ao impacto produzido por forças oclusais [13].

2.2. Biomecânica do Dente

O campo da ciência que aplica as leis da física e da mecânica às estruturas biológicas é designado de biomecânica. O alcance da biomecânica na medicina dentária tem sido utilizado na implantologia, ortodontia, oclusão, prótese, etc. A utilização destes conceitos tem permitido duplicar a dentição humana e partes anatómicas, bem como melhorar os meios de diagnóstico das patologias bucais e confecção de próteses dentárias [14]. Por outro lado, a aplicação de técnicas óticas modernas para medição remota pode fornecer metodologias de tratamento alternativas e melhoradas, incluindo a aquisição de dados adequados para análise computacional e conceção de próteses [15].

O desenvolvimento tecnológico pode desempenhar um papel nos métodos de diagnóstico, clínicos e cirúrgicos, bem como na compreensão dos conceitos da biomecânica. Neste contexto, surgem os métodos numéricos que são aplicados em quase todos os estudos biomecânicos. Nestes métodos é possível utilizar um processo iterativo de hipóteses e verificação, incluindo várias etapas de modelação, simulação computacional e comparações experimentais [16].

O dente é um componente vital que pode sofrer de alterações físicas provocadas por várias fontes, tanto químicos como físicos/mecânicos. Devido a isto são mencionadas as principais causas de obturações dentárias: originadas acidentalmente por fraturas ou

traumas; ou produzidas por problemas dentários como cáries. Estas, e a sua restauração, são um assunto amplamente analisado desde os tempos antigos [17]. Os dentes têm a funcionalidade de triturar os alimentos, como já referido anteriormente, o que origina forças de compressão entre os mesmos, pelo que a ocorrência de fratura ou trauma deve ser uma hipótese a ser estudada.

O conceito inicial de cárie dentária surge em 1914. Este problema pode ser provocado pela falta de higiene ou infeções, provocando dor e mau estar para o ser humano. Hoje em dia, a cárie dentária é considerada uma doença infecciosa e multifatorial, uma vez que não tem propriamente um agente etiológico maior. O processo de cárie baseia-se na destruição progressiva e centrípeta dos tecidos mineralizados da peça dentária, com início no esmalte e transmitindo-se à dentina com o decorrer do tempo até haver intervenção cirúrgica. Num estado posterior, com um tempo superior e progressivo, logra inclusivamente envolver a câmara pulpar dentária, podendo mesmo atingir o rolo vâsculo-nervoso. Conclui-se assim que a cárie dentária é um processo, possível de ocorrer, em qualquer superfície dentária na cavidade oral onde um biofilme microbiano consiga desenvolver-se e permanecer ancorado durante um certo período temporal [18].

2.3. Resistência à Fratura

Os dentes vitais e não vitais apresentam pequenas diferenças quanto há dureza e microdureza. Filipe [16] afirma que alguns estudos efetuados permitiram concluir que as propriedades de microdureza, módulo de elasticidade e limites de tração/compressão quando comparadas entre dentes vitais e dentes clinicamente tratados não variam muito, apesar de serem observadas alterações de humidade e estética. Contudo, afirma também que a perda de vitalidade acompanhada pela alteração do teor de humidade é o fator que influencia o módulo de elasticidade e a tensão limite de escoamento. Apesar disso, não são características suficientes para que quando alteradas possam influenciar a sua resistência á tração/compressão, ou seja, não influenciam na diminuição de resistência do dente.

2.4. Restauração Dentária

A restauração do dente ocorre após o tecido do dente ter sido retirado para a sua substituição. A estrutura do dente, as exigências mecânicas, a resistência e desgaste às forças

mastigatórias dos molares e pré-molares são um desafio quando a restauração é feita. Os dentes posteriores são os que apresentam com frequência uma perda de tecido menor, comparativamente aos dentes dianteiros, quando sujeitos aos problemas anteriormente referidos, contudo são também os que estão sujeitos a maiores tensões.

A restauração do dente é um processo cirúrgico efetuado por um médico dentista, o qual tem em consideração o dente e as suas propriedades. O médico dentista necessita de limpar a área atingida e preencher a cavidade limpa com um material de restauração. Thompson, *et al.* [19] afirmam que o principal objetivo da restauração dentária é devolver o mais aproximadamente a sua estética, os requisitos funcionais e fornecer estabilidade a longo prazo, quando o dente é afetado por cárie ou sofreu um traumatismo. A restauração ajuda também a bloquear o acesso de bactérias, fechando assim o espaço onde estas se conseguiriam infiltrar. O material usado na restauração do dente também influencia a estética e a funcionalidade pretendida.

Tendo em conta todos estes fatores e os avanços progressivos na medicina dentária, continuamente são efetuados estudos com o propósito de melhorar os procedimentos das restaurações e contribuir para o sucesso das mesmas. Neste contexto, surgem novas ferramentas e materiais restauradores que visam responder às necessidades restaurativas estéticas e funcionais dos dentes anteriores, e também dos dentes posteriores [19].

2.4.1. Restauração Direta

Na prática, as restaurações diretas caracterizam-se por serem os atos mais comuns a serem utilizadas na área da medicina dentária, são simples e rápidas. O dente que sofreu de problemas como cáries, ou traumas, é sujeito a uma restauração. Desta forma realiza-se a remoção do tecido não prestável com o propósito de colocar uma massa, biocompatível com o dente, na cavidade para o seu preenchimento, como se de um dente natural se tratasse.

Quando se opta por realizar restaurações diretas em dentes posteriores deve ter-se em especial atenção os componentes das partículas incorporadas no material a escolher, nomeadamente o tamanho das partículas e a percentagem em volume de conteúdo inorgânico, pois estes são os terminantes primários das suas propriedades e características de manipulação. A partir do estudo apresentado por Demarco, *et al.* [20] para as restaurações

diretas de dentes posteriores, pode-se afirmar que as resinas compostas híbridas e microhíbridas são as mais indicadas. A eficácia das técnicas adesivas atuais viabiliza a utilização de resinas compostas diretas na restauração de dentes posteriores permitindo não só a preservação, mas também o reforço da estrutura dentária remanescente. O índice estético alcançado, a rapidez, o baixo custo e a facilidade de reparação destas restaurações são outras das vantagens associadas a esta técnica.

Todavia, as resinas compostas possuem também características indesejáveis que afetam o seu desempenho clínico. Antes de mais, a curva de aprendizagem da técnica apresenta-se algo longa até à obtenção de bons resultados clínicos, particularmente no que diz respeito aos contornos e contactos proximais adequados e anatomia oclusal que mimetize com rigor todos os detalhes do dente natural [21].

2.4.2. Restauração Indireta

Embora a prática ainda mais comum seja a utilização de resinas compostas diretas nas restaurações dos dentes posteriores, são restaurações que podem levar ao surgimento de problemas como fraturas e microinfiltrações causadas pela contração de polimerização. No entanto, as restaurações indiretas, geralmente, apresentam melhores propriedades mecânicas, na resistência ao desgaste e nas microinfiltrações marginais, do que as restaurações diretas [22].

As restaurações indiretas podem ser classificadas em quatro tipos: *inlay*, onde a restauração é totalmente intracoronal; *onlay*, em que é restaurada pelo menos uma das cúspides; *overlays*, restauração total da coroa e *endocrown*, quando há grande destruição do dente [23]. Neste estudo serão utilizados os dois primeiros tipos de restauração, *inlay* e *onlay*. Segundo Rodrigues, *et al.* [24] estes dois tipos de restauração são mais indicados quando se pretende tratar cavidades largas de dentes posteriores. Pois permitem recuperar a qualidade estética e a força dos dentes posteriores, e consistem em providenciar maiores alternativas, quando comparadas com outros tipos de restauração, tal como a restauração da coroa total. Para além das suas excelentes propriedades óticas e alto grau de biocompatibilidade, permitem restaurar a integridade biomecânica, estrutural e estética dos dentes, facilitando o restabelecimento da anatomia oclusal e simplificando o polimento e o acabamento [25].

Um dos aspectos principais na preparação das restaurações indiretas é a largura e a profundidade das preparações de pré-molares, os quais são fatores importantes que afetam a força dentária. Os materiais também afetam a extensão da fratura dentária.

2.4.2.1. Restaurações Indiretas em Cerâmica

As restaurações indiretas em cerâmica apresentam, de um modo geral, melhores propriedades físicas e biológicas, das quais se destacam maior biocompatibilidade, maior resistência ao desgaste e à fratura, maior estabilidade de cor a médio e longo prazo, menor retenção de placa bacteriana e menor libertação de componentes na cavidade oral. Tal como indicado em [26], é importante referir que este tipo de restauração é relativo a dentes posteriores, pois são a melhor opção estética, devido às suas propriedades óticas, maior facilidade de restabelecer contorno e contatos proximais durante a confecção da restauração fora da boca, e diminuição da contração de polimerização.

Ramos, *et al.* [27] referem que algumas das suas desvantagens são a sensibilidade das técnicas clínica e laboratorial, e as maiores dificuldades de manuseamento e friabilidade da incrustação previamente à cimentação. É também referido um maior potencial de desgaste dos dentes e materiais antagonistas. Além disso, os ajustes oclusais indicam a eliminação da camada superficial da cerâmica (*glaze*), o que torna a superfície mais rugosa e difícil de repelir. Como consequência das características intrínsecas dos materiais cerâmicos, a perda de *glaze* pode condicionar mais facilmente a ocorrência e propagação de fissuras e fraturas. Mais ainda, as cerâmicas apresentam custos significativamente mais elevados do que qualquer restauração em resina composta.

Os cerâmicos indicados para a execução de *inlays/onlays* podem ser agrupadas de acordo com métodos de reforço e de processo laboratorial. Neste estudo considerou-se um material vitro-cerâmico injetado por termo pressão (Sistema IPS® Empress) [26], o qual é frequentemente utilizado em reconstruções das preparações analisadas neste trabalho. Contudo, também apresentam os seus problemas, para além das lesões que podem ocorrer nos dentes, mencionados anteriormente, os dentes restaurados também ostentam possibilidades de fraturas. De facto, as fraturas são encontradas em maior número em dentes restaurados do que em dentes vitais, uma vez que os procedimentos restauradores e a seleção do material, são as principais causas de enfraquecimento do dente. Apesar de todas as boas propriedades mecânicas do material cerâmico, e de ser o mais usual no âmbito da

Odontologia, ainda não foram totalmente eliminados muitos problemas relativos a estas restaurações. Diversas causas são apontadas por diferentes estudos clínicos como, por exemplo, a fratura dos conetores e fenómenos de *chipping* ou lascagem [28].

2.4.2.2. Restaurações Indiretas com Cimento Resinoso

As restaurações indiretas *inlay/onlay* com cimento resinoso permitem a ultrapassar algumas desvantagens inerentes às técnicas diretas, como o índice e a uniformidade da polimerização, as tensões resultantes da contração, as dificuldades de obtenção de contatos e contornos proximais adequados, e a resistência à fratura ao desgaste [29]. Estas simplificam os passos clínicos e minimizam o tempo de trabalho, oferecem também a possibilidade de união tanto à estrutura dental quanto ao material restaurador indireto. Isso possibilita a realização de uma cimentação adesiva que pode contribuir para o aumento da resistência à fratura do dente restaurado e minimizar a ocorrência de microinfiltração [25].

A manipulação e polimerização das resinas, por um lado, quando compostas fora da cavidade oral em condições ótimas de luz, temperatura, pressão, humidade e tempo permitem uma polimerização mais uniforme e completa de toda a resina, melhorando algumas propriedades físicas dos materiais. Apesar disso, a sua confecção sobre modelos de gesso, com condições perfeitas de acesso, permite a facilidade de obtenção dos contornos, anatomia oclusal, ajustes marginais e proximais, acabamento e polimento mais próximos do ideal [30].

O aparecimento de lesões neste tipo de restaurações também é possível, sendo evidenciadas pelo aparecimento de variados esforços na zona da restauração, quando a junção é mal posicionada, ou mesmo até devido a possíveis contrações que originam um contacto entre a restauração e o dente não eficaz. Desta forma, tal como mencionado em [31], o dente não tem capacidade de aguentar cargas/esforços e aumenta a probabilidade do aparecimento de fissuras na sua ligação, de microinfiltrações e a consequente contaminação que pode ocorrer quando os dentes não são imediatamente restaurados, contribuem para um insucesso do tratamento. De certa forma, o uso de materiais restauradores, associados a sistemas adesivos, deve ser considerado para evitar a microinfiltração.

Contudo, estudos clínicos [20] não parecem evidenciar, ou confirmar, a supremacia referenciada por alguns trabalhos experimentais, nomeadamente no que se refere

ao incremento da resistência à fratura e ao desgaste, quando comparadas às resinas compostas diretas.

2.5. Preparação das Restaurações

As preparações cavitárias são executadas pela utilização de instrumentos rotativos e/ou manuais convencionais, sempre, com percepção táctil que condiciona a precisão de corte [1]. Utilizam-se brocas de diferentes tipos, sendo as de carboneto de tungsténio e as diamantadas as mais frequentemente utilizadas, aliadas à instrumentação manual com recurso a escavadores de dentina.

Geralmente, as forças oclusais são aplicadas na área mais frágil da restauração. Assim, uma avaliação da superfície de oclusão e marcação dos pontos de contacto é um fator importante para que os contactos não estejam nas margens da cerâmica. A possibilidade de os contactos se localizarem na zona referente às margens conduz a um ligeiro alargamento da cavidade [2]. Na colocação de uma restauração indireta é necessário a preparação de uma cavidade com paredes livres de entalhes que permita um caminho de retirada e inserção da restauração concluída. A restauração, após finalizada, deverá ser inserida no dente sem gerar esforços. A estrutura dentária original deverá ser o mais preservada possível, pois é a estrutura remanescente que confere a força e a integridade da substância dentária preparada para retenção. Contudo, a restauração pode ser usada para proteger e reforçar a estrutura remanescente até certo ponto, mas quanto menos esmalte e dentina permanecerem, maior o risco de falha mecânica ou biológica.

Segundo Creeth, *et al.* [10] as restaurações indiretas devem ser cimentadas ou coladas no lugar para fornecer retenção e selagem da cavidade. O grau de retenção disponível para uma restauração indireta não adesiva depende da área de superfície das paredes verticais opostas da cavidade e do seu grau de convergência.

2.6. Adesão na Restauração do Dente

Um dos maiores avanços da medicina dentária moderna, desde os meados do século passado, foi a aquisição da capacidade de adesão ao dente através de substâncias acídicas não mineralizadas. O princípio de adesão reflete a capacidade de um material

restaurador aderir aos vários tecidos dentários. Apesar da grande variedade de substratos, o esmalte e a dentina, são os mais frequentemente envolvidos. O mecanismo básico de adesão, ao esmalte e à dentina, é essencialmente um processo de substituição dos minerais removidos dos tecidos do dente por monómeros de resina que, ao polimerizarem, ficam micro mecanicamente retidos nas porosidades criadas [10]. A adesão ao esmalte é conseguida com relativa facilidade, mas a adesão à dentina é mais sensível e imprevisível, independentemente do tipo de dentina. Outra questão a ter em conta é a compatibilidade dos materiais restauradores com o sistema adesivo a ser utilizado. O nível de adesão é zero quando adesivos fotopolimerizáveis se cingem com resinas auto polimerizáveis e vice-versa [10].

Segundo Anusavice, *et al.* [32] o adesivo deve ser escolhido em conformidade com os seguintes parâmetros: sistemas simples, para que o maior número de pessoas possa tirar o maior proveito; a sua eficácia e efetividade, sendo que esta informação é feita através da presença de estudos clínicos randomizados e meta-análises; seleção de acordo com o substrato e com o material restaurador a usar; técnica operatória.

Existem dois tipos de adesão, a adesão química e adesão mecânica. A primeira forma de adesão surge na dentária com o objetivo de criar um sistema de adesão entre a restauração e o resto do dente, e é promovida por materiais no estado líquido. Apesar de se apresentarem com diferentes viscosidades, tencionam criar a adesão entre os substratos sólidos biológicos e as resinas compostas de restauração [10]. A adesão mecânica é importante para quantificar os valores de adesão e refere-se às forças intermoleculares que atuam na interface e mantêm o fenómeno de adesão. Por outro lado, o termo adesão também é empregue como referência à energia necessária para romper uma ligação adesiva, estando ligado à dissipação de energia, quando esta é solicitada por esforços de separação [27].

Os sistemas adesivos com melhor *performance* a longo prazo são os *total-etch* (mecanismo de remover a *smear layer*) a 3 passos e os *self-etch* (mecanismo de dissolver a *smear layer*) a 2 passos. No entanto os mais utilizados são os *total-etch* a 2 passos (ácido + *primer* e resina adesiva – *Primer&Bond NT*). Os sistemas de adesão são classificados de acordo com os mecanismos de atuação na camada de *smear layer*, camada orgânica de microfragmentos e microdetritos deixados sobre dentina durante o preparo cavitário, Tabela 2.1.

Tabela 2.1. Classificação dos sistemas adesivos [32].

Categoria	Técnica (Geração)	Condicionamento	Priming	Adesivo
Modificam a <i>Smear Layer</i> (não devem ser usados)	1 Passo	Resina fluída	<i>Primer</i>	Resina Adesiva
	2 Passos	<i>Primer</i> + Resina Fluída	<i>Primer</i> + Resina Adesiva	
Removem a <i>Smear Layer</i>	2 Passos	Ácido + <i>Primer</i> /Resina (com 2 tipos de monómeros)	Resina Adesiva	
	3 Passos	Ácido + <i>Primer</i> (monómeros hidrofílicos) + Resina (monómeros hidrofóbicos)		
Dissolvem a <i>Smear Layer</i>	2 Passos	<i>Primer</i> ácido + Resina	<i>Primer</i> + Resina Adesiva	
	1 Passo	<i>Primer</i> ácido/Resina (não tem estudos que suportem)		

Em relação às restaurações em cerâmica [32], o princípio de adesão pode englobar duas situações distintas: a cimentação adesiva de peças protéticas em cerâmica e a reparação de próteses cerâmicas fraturadas. No que diz respeito à reparação de fraturas cerâmicas com restaurações em resina composta, o tratamento a efetuar depende do tipo e quantidade de cerâmica exposta pela fratura e do sistema adesivo usado. Nas situações em que a fratura se verifica em cerâmicas feldspáticas ou vitrocerâmicas, a superfície pode ser tratada por jatos abrasivos tradicionais e/ou com ácido fluorídrico, que promovem um padrão de condicionamento adequado a uma boa adesão micromecânica, tal como acontece no esmalte com o ácido fosfórico. O passo seguinte é aplicar uma solução aquosa de silano, que funciona como um agente químico de ligação. Por fim, são aplicados o adesivo e a resina composta com matiz, croma e opacidade adequada. Com este tipo de procedimento conseguem-se resistências de adesão à cerâmica na ordem dos 20 a 40 MPa.

A polimerização do adesivo antes da colocação da restauração na cimentação adesiva de restaurações cerâmicas é desaconselhada, pois a sua espessura pode impedir a adaptação correta da peça protética. Além de que é aconselhável a aplicação do cimento de resina exclusivamente na restauração em cerâmica, e imediatamente antes da sua colocação,

especialmente se o cimento de resina for de autopolimerização, realizando um menor tempo de trabalho existente dentro da boca [32].

A reparação de compósitos é um procedimento que frequentemente é necessário executar devido à deterioração das margens das restaurações, devido a pequenas fraturas ou abrasão de compósitos antigos. A seleção do tipo de tratamento a efetuar é um dos passos mais importantes. É referido em [10] que há várias possibilidades, como a simples passagem de uma broca diamantada ou de carboneto de tungstênio, o jato abrasivo com partículas de óxido de alumínio de 50 μm , a microdeposição de silicatos cerâmicos por jato, ou o condicionamento químico com ácido hidrófluorídrico a 9,5%. Usualmente as forças de adesão obtidas com os procedimentos restauradores são significativamente inferiores às forças coesivas do compósito original.

2.7. Avaliação da Resistência de Restaurações Indiretas

O MEF é um dos métodos que pode ser usado para avaliar a resistência mecânica das restaurações dentárias. O MEF numérico de análise de tensões e deformações nas estruturas. O modelo geométrico sofre uma divisão num número finito de subdomínios, designados por “elementos finitos”, interligados através de nós. O tipo, a malhagem e o número total de elementos afetam a precisão dos resultados. As etapas do MEF são geralmente a construção de um modelo de elementos finitos, seguido pela especificação das propriedades mecânicas do material, condições de carga e fronteira para que as configurações desejadas possam ser simuladas com precisão [15].

Recentemente estudos efetuados através do MEF, exportaram o modelo geométrico de dentes para *softwares* de análise numérica. No estudo realizado por Ausiello, *et al.* [33], o comportamento mecânico de um pré-molar, quando submetido à contração de polimerização e carga oclusal, foi investigado por meio de uma análise computacional e os resultados numéricos foram validados por ensaios experimentais em laboratório. Estes autores concluíram que os valores de módulo de elasticidade dos materiais utilizados na restauração desempenham um papel essencial no sucesso de mesma e que a falha prematura, originada pelas tensões decorrentes da contração de polimerização e da carga oclusal, pode ser evitada através da escolha e combinação de materiais.

Sandu, *et al* [34] realizou um estudo de um dente pré-molar, utilizando o MEF, e analisou o efeito dos diferentes tipos de cavidade MOD em metal fundido de restaurações dentárias, *inlay* e *onlay*, na distribuição de tensões da estrutura dentária. Nesse estudo, utilizou uma carga crescente com um valor máximo de 200 N aplicada em 5 pontos distintos, nas cristas mesial e distal e na cúspide bucal. Os valores de tensão foram analisados, tendo concluído que na restauração em *onlay* são mais elevados comparativamente aos de qualquer um dos outros tipos de restauração. Em comparação com o dente restaurado em *inlay*, as tensões foram relativamente menores na restauração em *onlay* na zona do esmalte. Na restauração em *inlay* as tensões no esmalte surgiram localizadas ao redor das áreas de contato e distribuídas na cúspide funcional, enquanto na restauração em *onlay* surgiram ao redor da área cervical vestibular. Quanto à dentina, as maiores tensões foram identificadas nas áreas cervicais, na restauração em *inlay*, e em torno do dente na restauração em *onlay*. Sandu, *et al* [34] teve a possibilidade de concluir que as restaurações MOD em pré-molares devem ter uma carga distribuída numa superfície ampla. Deste modo a superfície oclusal deve ser coberta com a restauração em *onlay*, com o objetivo de evitar falhas e produzir um valor de tensão menor.

No estudo realizado por Mei, *et al.* [22], foram utilizadas cinco preparações diferentes de incrustações MOD a partir de um modelo *3D-Solid* de um primeiro pré-molar: uma restauração *inlay* com três larguras oclusais diferentes; uma restauração *onlay* com duas profundidades de cobertura da cúspide oclusal diferentes. Para estudar os efeitos de diferentes cavidades, apenas um material da restauração foi utilizado para suprimir a interferência de outros fatores. Foram utilizadas duas cargas, uma carga vertical na superfície oclusal e uma carga oblíqua dividida em dois componentes oblíquos, que atuam perpendicularmente às inclinações das cúspides internas e fazem, aproximadamente, 45° com o eixo da carga vertical. A força aplicada para ambos foi de 300 N. Os resultados mostram que a força oclusal oblíqua provocou uma tensão substancialmente maior ao *inlay* de resina composta de maior dimensão do que à dentina adjacente. A restauração em *onlay* apresentou menores valores de tensão oclusal e o menor risco de fratura da cúspide associada ao preparo de grandes cavidades. Desta forma, afirmou que um *onlay* com a cúspide coberta deve ser usado para a restauração quando a largura de cavidade atingir 4 mm.

Tal como mencionado em [35], estudos nesta área estão a ser efetuados com elevada frequência, diferindo no valor das cargas, no dente selecionado e na a forma de

restauração entre outros aspetos importantes para a restauração. Em todos os estudos foi possível retirar, conclusões que providenciam de alguma forma conhecimentos para o estudo em causa.

3. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

A restauração do dente é dividida em vários planos de corte, apresentando paralelismo na zona vestibular e lingual. A restauração consiste na eliminação, ou substituição, da parte não saudável da coroa do dente e a aplicação de biomateriais para a sua reparação. Desta forma, um modelo *3D* foi desenvolvido anteriormente em *software SolidWorks®*, pelos alunos de engenharia mecânica do ISEC no âmbito da unidade curricular CAE, com a orientação do Professor Doutor Luis Roseiro, que apresenta os procedimentos clínicos utilizados pelos médicos dentistas.

Neste capítulo será apresentada uma breve descrição da metodologia utilizada para assegurar a montagem CAD do conjunto da restauração do dente com todos os componentes, bem como dos processos efetuados para o seu melhoramento, concluindo com uma descrição do procedimento utilizado no modelo numérico de elementos finitos.

3.1. Modelo Geométrico

Para a realização do estudo através de elementos finitos foi considerada a montagem CAD do dente (esmalte, dentina e nervo), com os cortes representativos das restaurações, respeitando o posicionamento de cada restauração de forma a garantir o sucesso da mesma. Também no modelo é apresentado o suporte de dente constituído pelos ossos trabecular e cortical.

3.1.1. Geometria do Dente

O modelo *3D* da geometria do dente foi necessário para o desenvolvimento das restaurações. Na figura 3.1 é apresentada a geometria do dente pré-molar superior anteriormente modelado (dente número 24).

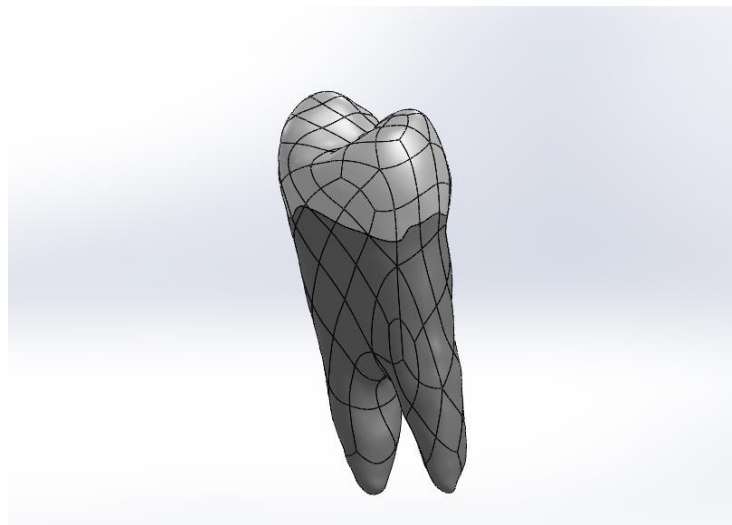


Figura 3.1. Dente original.

3.1.2. Modelo Geométrico do Osso

De forma a serem criadas condições de simulação mais realistas foi necessário considerar a fixação do dente à mandíbula, sendo esta substituída por um sólido com uma geometria mais simples. Este componente serve apenas como suporte e não vai ser analisado neste estudo. Na Figura 3.2, encontra-se representada a “mandíbula” utilizada, o suporte é constituído pelos ossos cortical e trabecular e a sua geometria é semelhante a um cubo. Esta representação é formada, de acordo com o referido, pelo osso cortical e trabecular, e foi obtida por dois sólidos distintos, o osso cortical com 2 *mm* e o osso trabecular com 15 *mm* [36], sobrepondo o osso cortical no osso trabecular. Atendendo a que a geometria inicial do dente foi alterada, também foi necessário efetuar a alteração da base do dente. Neste contexto, procedeu-se à inserção do dente na formação dos dois blocos, garantindo uma altura equilibrada para a coroa do dente, e a uma operação booleana de subtração entre o bloco e o dente modificado.

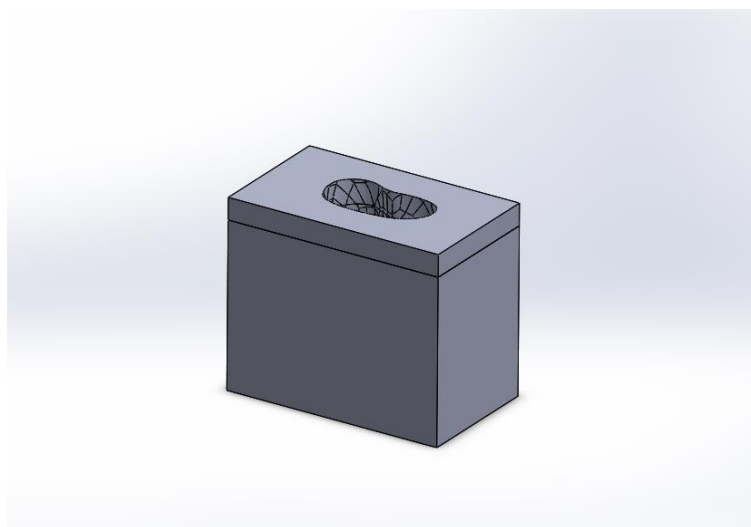


Figura 3.2. Suporte do dente.

3.1.3. Melhoria do Modelo no *software Geomagic*[®]

Devido à imperfeição encontrada na geometria inicial do dente, o *software ADINA*[®] não conseguiu gerar uma malha perfeita para a realização correta do trabalho, assim, foi necessário produzir uma melhoria do mesmo no *software Geomagic*[®]. Desta forma, o dente passou por um processo de reformulação, modificando o esmalte e a dentina, com o objetivo de obter uma geometria mais regular.

No esmalte foi necessário alterar a zona da coroa, aumentando os níveis das cúspides, e a superfície da inserção na dentina. Na Figura 3.3 a) é apresentada a geometria inicial do esmalte, onde é possível identificar que as superfícies de contacto com a dentina têm uma terminação do tipo lamina. Para evitar a criação de elementos finitos muito distorcidos, foi necessário proceder à sua modificação. Na Figura 3.3 b) é apresentada a referida modificação, que permite obter uma inserção com maior área de contacto, em *chamfer* [2], e deste modo pode-se utilizar elementos finitos com dimensões superiores, e assim proporcionar um estudo mais realista.

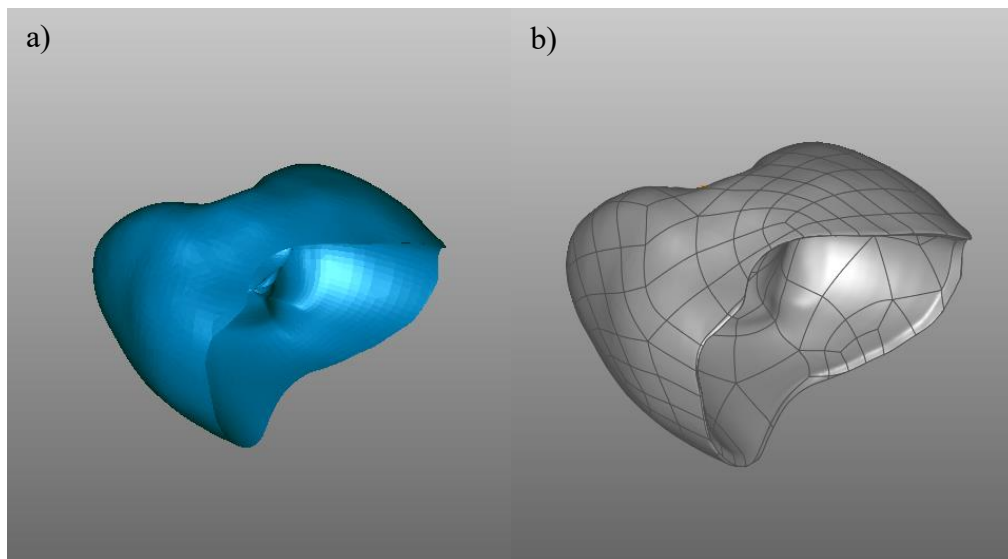


Figura 3.3. Geometria do esmalte [a) inicial, b) modificada].

Atendendo às alterações efetuadas na zona do esmalte, a dentina também necessitou de algumas modificações, como se apresenta na Figura 3.4. Estas modificações consistiram em alterar a geometria da dentina na zona de contacto com o esmalte, e proporcionaram o encaixe perfeito com o esmalte. Deste modo, obteve-se uma melhor estruturação do dente que possibilitou a importação do mesmo para o programa *ADINA*®.

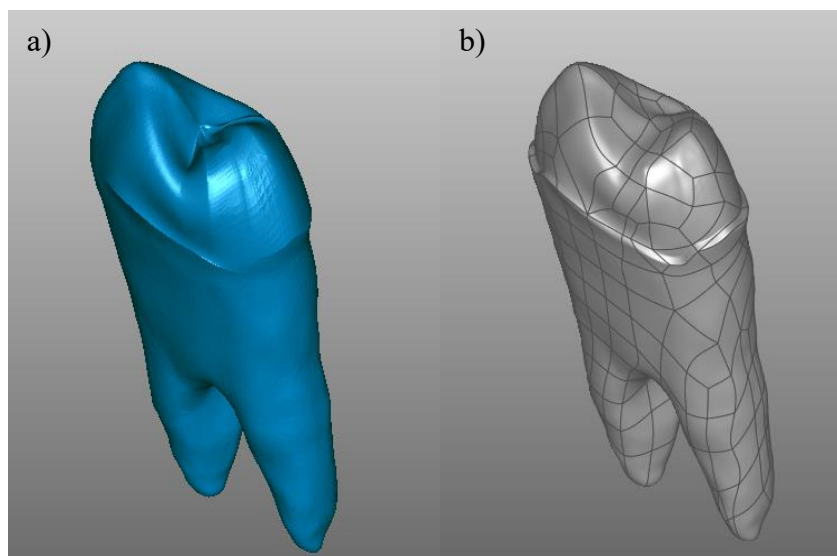


Figura 3.4. Transformação efetuada na dentina [a) primeira dentina, b) dentina obtida].

Por fim, guardou-se o modelo do dente em ficheiro CAD, o qual foi transferido para o *software SolidWorks*®, obtendo-se o dente final com a estrutura modificada, como ilustra a Figura 3.5.

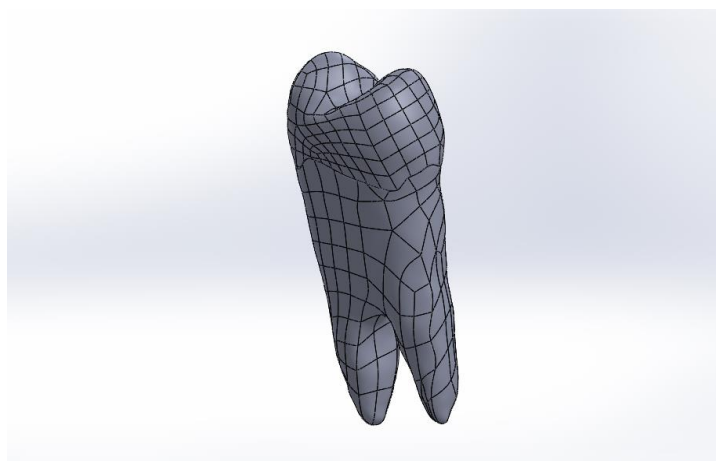


Figura 3.5. Modelo do dente final obtido.

3.1.4. Modelo Geométrico do Dente Restaurado

A reconstrução do dente foi obtida através de “cortes” efetuados no *software SolidWorks®*, que simulam as cavidades que o médico dentista efetua para o futuro preenchimento da mesma com a cerâmica estruturada.

Os cortes que foram realizados visaram a obtenção de dois tipos de cavidades. A sua preparação consistiu em cavidades MOD e os modelos foram restaurados em cerâmico. O primeiro formato da cavidade designa-se por restauração do dente em *inlay* e o segundo por restauração do dente em *onlay* e são apresentados na Figura 3.6.

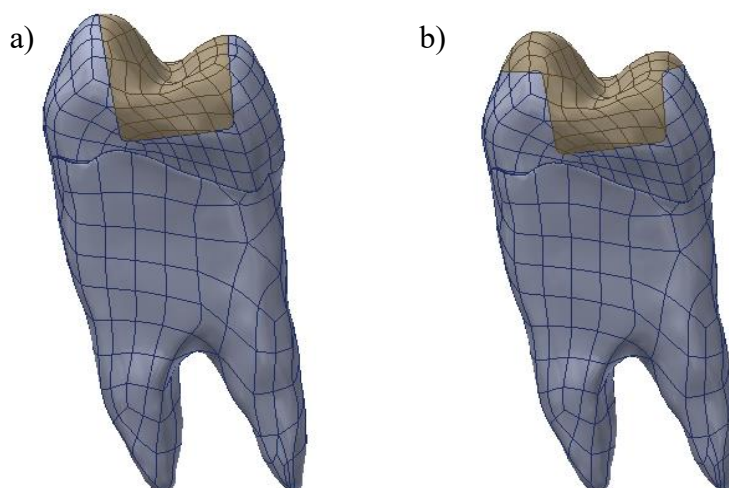


Figura 3.6. Modelo CAD da restauração do dente em a) *inlay* e b) *onlay*.

A diferença entre os cortes de cada restauração é apresentada no subcapítulo 2.4.2. Contudo, atendendo ao exposto anteriormente, os modelos das restaurações iniciais foram alterados. De facto, para conseguir realizar um encaixe perfeito do cerâmico no resto

do dente modificado foi necessário considerar pequenas modificações do cerâmico. Para solucionar o problema de maneira simples, procedeu-se a uma fusão do dente com a parte do cerâmico, já cortada anteriormente, retirando-a do modelo do dente reconstruído, e desta forma foi possível a obtenção do sólido da restauração do dente com as dimensões exatas.

Deste modo, foi possível obter o modelo 3D da cerâmica tanto na restauração do modelo em *inlay*, como na do modelo em *onlay*. No *software SolidWorks®* foi importado, de novo, o modelo do dente, após sofrer as modificações necessárias, importando também a parte de cada tipo de restauração do dente efetuou-se a operação *booleana* de subtração ao dente, e, assim, obteve-se o dente com a cavidade para a restauração.

3.2. Modelação dos Parâmetros

O MEF obriga à construção previa de modelos em que é necessário discretizar todos os componentes que formam o dente. O *software* usado para a implementação dos modelos foi o *ADINA®*. O principal objetivo deste método é dividir formas complexas em “pequenos blocos”, designados por elementos, e estes nas suas extremidades têm os nós, que formam a malha. Considerando duas fases de análise, primeiramente uma análise linear com movimento somente numa direção e com toda a estrutura “*glue*”, e, posteriormente, estuda-se uma análise não linear. Mas, neste caso já é colocada uma camada de cimento resinoso, que serve de cola, entre o esmalte/dentina e o cerâmico da restauração do dente.

Neste subcapítulo são apresentados os diversos parâmetros usados para avaliar o sucesso da restauração dentária. Como já referido na revisão bibliográfica, a restauração do dente coronal consiste na remoção na zona da coroa, esmalte e dentina, sem afetar a cavidade pulpar e de forma a ser reparado e restaurado, através de um processo dentário. A reparação deverá ser feita utilizando um biomaterial que apresente as melhores características, para que a estrutura do dente mantenha o melhor aspeto estético e geométrico e, mais importante, conserve a qualidade mecânica e fisiológica do mesmo. Os parâmetros utilizados pretendem melhorar a forma como a restauração do dente é estudada.

Nos primeiros modelos de restauração *inlay* e *onlay* pretende-se avaliar a influencia da área de contacto entre a restauração em cerâmica, e a parte do dente restaurada nos valores de tensão desenvolvidos em cada uma das restaurações. No segundo modelo foi

colocada um cimento resinoso entre a restauração cerâmica, o esmalte e a dentina de forma a avaliar o seu efeito no comportamento mecânico da restauração.

3.2.1. Materiais Utilizados nos Modelos

Os modelos dos dentes desenvolvidos têm que considerar todos os constituintes e as suas propriedades para o estudo do mesmo. As propriedades de um material isotrópico elástico linear foram aplicadas em todos os constituintes. A Tabela 3.1 apresenta as características mecânicas da estrutura biológica do dente, levando em consideração os dados de material referentes ao modelo usado.

Tabela 3.1. Materiais utilizados no modelo geométrico.

	<i>E</i> [GPa]	<i>ν</i>
Esmalte [38]	41	0,31
Dentina [38]	18,6	0,31
Cavidade Pulpar [39]	0,002	0,45
Cerâmica [40]	95	0,23
Cimento Resinoso [26]	15,5	0,24
Osso Cortical [36]	13,7	0,3
Osso Trabecular [36]	1,37	0,3
Aço Inoxidável Cromado [36]	200	0,28

No segundo modelo, a restauração do dente considera que o cimento resinoso tem um comportamento não linear, em que, para além das propriedades em cima mencionadas é necessário acrescentar o módulo de endurecimento, 1,5 GPa, a tensão de cedência, 31 MPa, e a percentagem máxima de deformação plástica, 1,8%.

3.2.2. Condições de Apoio

Foi necessário definir as condições de fronteira para garantir que o conjunto se mantinha estável. A condição de fronteira adotada tem em vista replicar a situação em que

se encontra o dente após a operação de restauração. A Figura 3.7 mostra as condições de fronteira aplicadas no corpo de aço, e nos ossos cortical e trabecular utilizadas neste estudo.

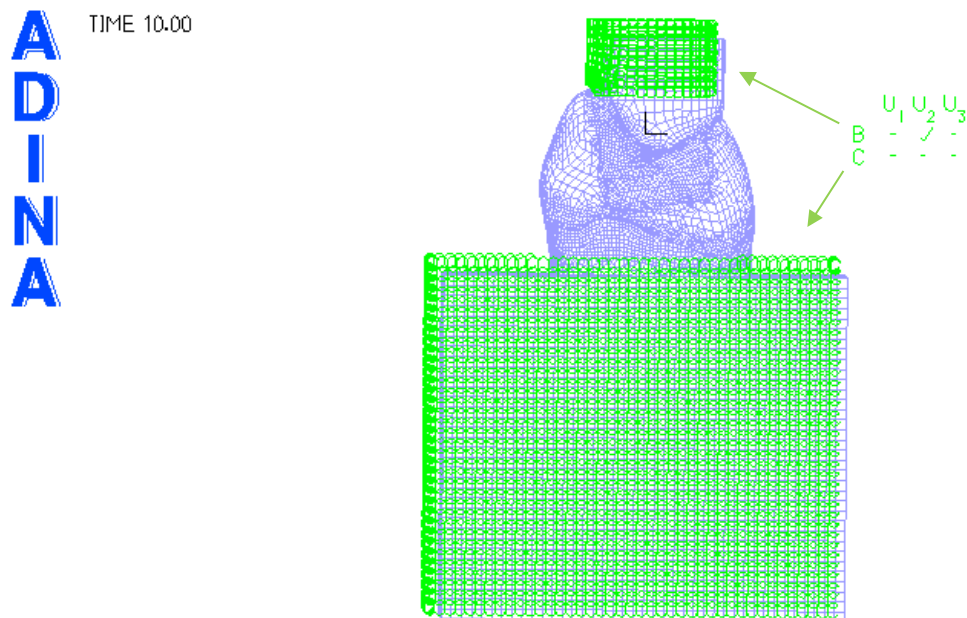


Figura 3.7. Condições de fronteira aplicadas no conjunto.

Nas condições de fronteira adotadas para os modelos *inlay* e *onlay* considerou-se o encastramento da superfície exterior da mandíbula. A mobilidade pretendida no corpo de aço é apenas segundo a direção vertical do dente, desta forma a superfície exterior do corpo de aço apenas tem deslocamento na direção do eixo y. Contudo, no modelo numérico em que é utilizado o cimento resinoso, o corpo de aço não tem qualquer condição de fronteira aplicada, i.e., o seu movimento é apenas limitado pela ligação à coroa.

3.2.3. Contactos Geométricos

O dente apresenta vários componentes e o contacto entre cada um deles foi sempre definido utilizando o contacto do tipo “*glue*”, i.e., existiu sempre uma ligação do tipo colado. No primeiro modelo, Figura 3.8, são apresentados os contactos gerados no modelo da restauração *inlay*.

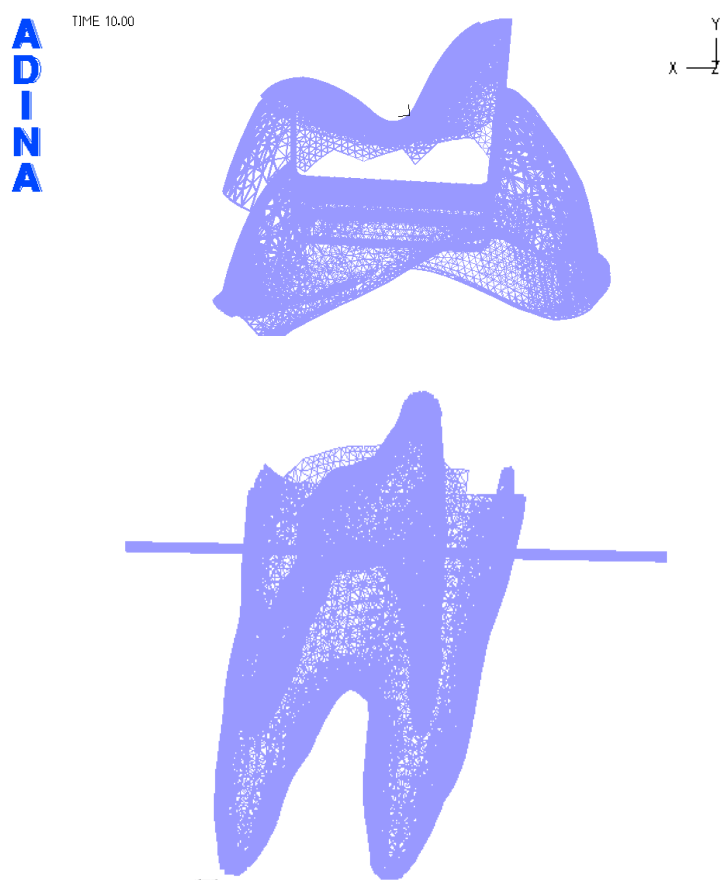


Figura 3.8. Contacto geométrico da restauração do dente (restauração *inlay* com 4 nós).

No segundo modelo os contactos também foram do tipo “*glue*”, exceto na zona de contacto entre o cimento resinoso e a dentina, quando foram acrescentados os elementos coesivos, em que passou a existir uma continuidade na ligação.

3.2.4. Força Aplicada

A força aplicada no modelo do dente restaurado foi conseguida através de um corpo de aço, como ilustrado na Figura 3.9.

Este sólido tem como objetivo aplicar uma força com uma intensidade de 500 *N*. Esta força é aplicada na face superior com um ângulo de 30° com o eixo do *Y*. A posição do dente pré-molar proporciona a que a força seja aplicada na direção da cúspide mais elevada de acordo com Watanabe, M. *et al.* [42], como é apresentado na Figura 3.9. Por forma a ser visível a evolução da força, foi utilizado o processo de *Time step* que providencia o aumento progressivo da força em intervalos de 10 *step*, i.e., com um incremento de 50 em 50 *N*. No modelo onde são colocados os elementos coesivos a força é aplicada em 200 *steps*, de forma a evitar qualquer problema de convergência, até ao máximo imposto de 500 *N*. Não sendo

possível colocar a força apenas num vetor com a direção de XY e com um ângulo de 30° , foi necessário proceder-se à decomposição da força e à aplicação de uma pressão equivalente.

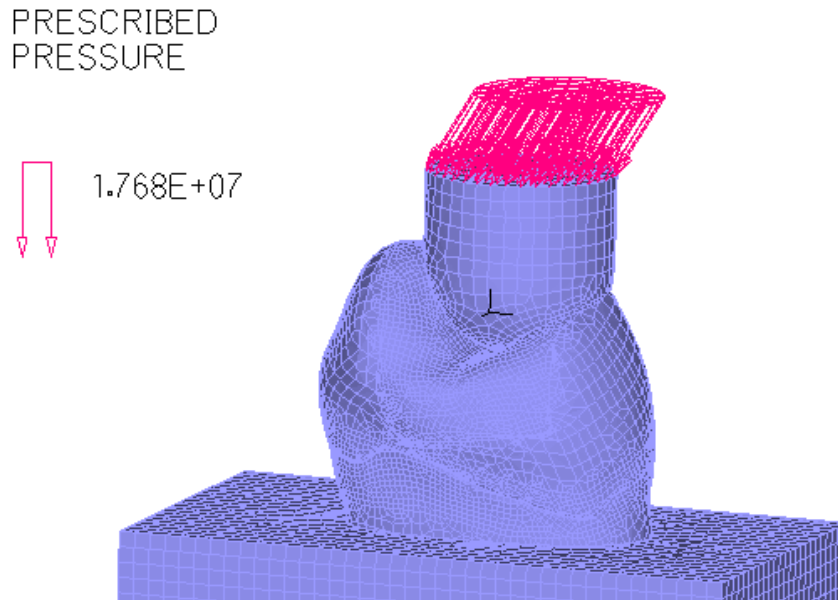


Figura 3.9. Carregamento no corpo de aço.

3.2.5. Elementos Coesivos

Os elementos coesivos foram aplicados na interface do cimento resinoso e da dentina, como verificado anteriormente. Por sua vez, estes englobam algumas considerações gerais, tal como apenas poderem ser aplicados num modelo *3D-Solid* quando este apresenta uma malha hexaédrica regular. Por isso, o elemento utilizado foi de 8 nós por elemento. Como é possível verificar na Figura 3.10, os elementos coesivos não apresentam qualquer espessura, sendo colocados entre o cimento resinoso e a dentina, como mencionado anteriormente.

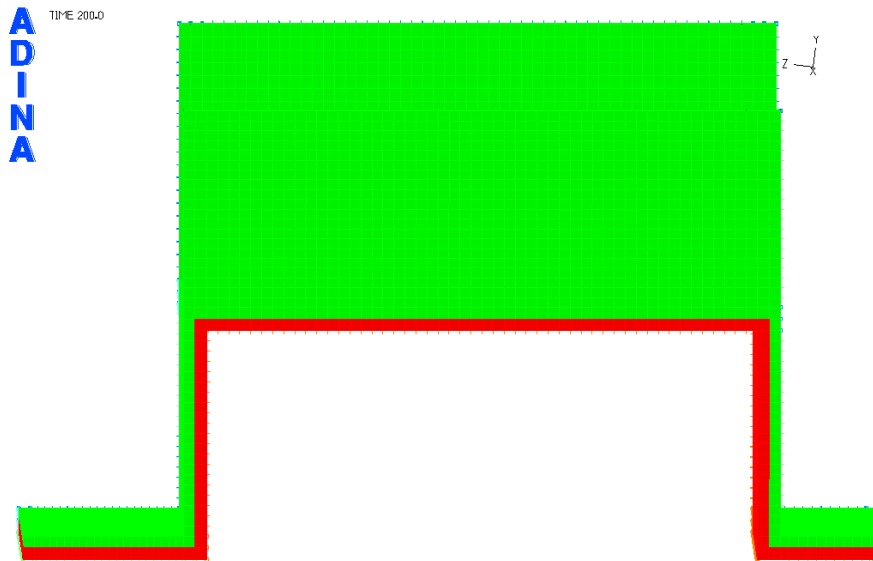


Figura 3.10. Elementos coesivos.

Os elementos coesivos têm uma característica especial, o seu posicionamento não cobre a totalidade do contacto, para evitar a partilha de nós com outros elementos nas suas extremidades. Na Figura 3.11 pode-se verificar a estrutura da discretização perfeita considerada na ligação dos elementos coesivos, com um tamanho definido por $50 \mu\text{m}$.

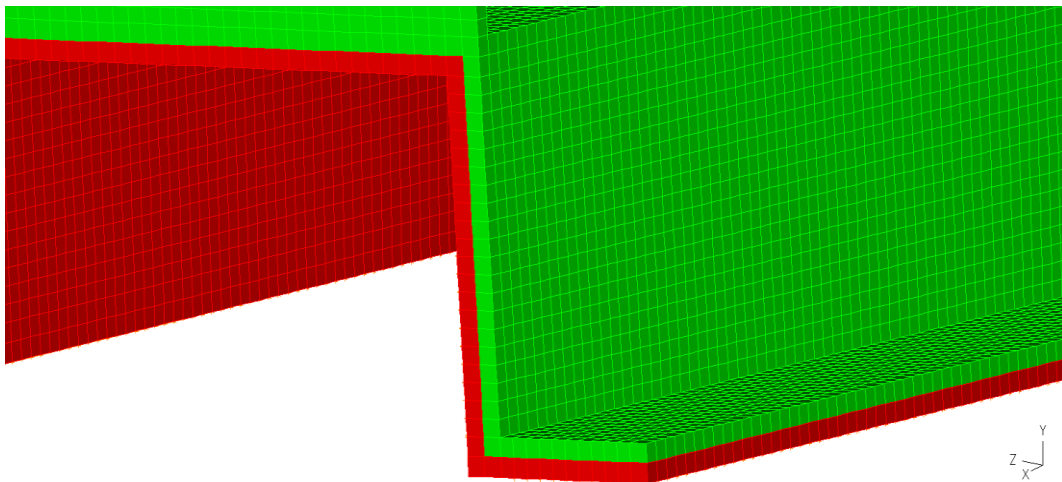


Figura 3.11. Estrutura de malha perfeita.

Importante referir que os elementos coesivos vão existir com o propósito de substituir a ligação infinitamente rígida entre a resina e a dentina por uma ligação com as propriedades definidas na Tabela 3.2. Esta simulação promove o objetivo em estudo da aplicação de um sistema de adesão com características específicas.

Na Tabela 3.2 verifica-se que, para além de todas as características mencionadas, e propriedades do cimento resinoso, na zona dos elementos coesivos também existem

propriedades com características de força e energia. Os dados apresentados na tenacidade à fratura (“*Fracture Toughness*”), *Mode I* e *II* foram calculados a partir de valores disponíveis na literatura. O valor de G_{1c} , taxa de libertação de energia crítica em *Mode I*, de $G_{1c} = K_{1c}^2/E'$, onde o $E' = E/(1 - \nu^2)$ [Pa] e $K_{1c}^2 = 3 * 10^6 Pa^2$, valor retirado de [43], *Mode I*, $G_{1c} = 547,2 Pa$, sendo que os valores de E e ν são os valores do cimento resinoso apresentados na Tabela 4.2. O valor de G_{2c} , taxa de libertação de energia crítica em *Mode II*, é obtido a partir da multiplicação de *Mode I* com a soma de 25% do seu valor, isto é $G_{1c} + 0,25G_{1c}$, que apresenta um valor para *Mode II*, $G_{2c} = 684 Pa$.

O valor de t_n , tensão normal coesiva (“*normal cohesive strength*”), assume o valor de 17 GPa, tal como mencionado em [44]. Enquanto o valor de t_s , tensão de corte coesiva (“*shear cohesive strength*”) é obtido por [45] e apresenta uma intensidade de 8 GPa. A rigidez de penalidade (“*penalty stiffness*”) é igual a 1000 GPa.

Tabela 3.2. Propriedades definidas da interface coesiva.

Mode I, G_{1c}	547,2 Pa
Mode II, G_{2c}	684 Pa
Tensão normal coesiva, t_n	17 GPa
Tensão de corte coesiva, t_s	8 GPa
Rigidez de penalidade	1000 GPa

3.3. Modelo Numérico

O modelo do dente é constituído por esmalte, dentina, nervo, osso cortical e trabecular. Contudo, nas simulações das restaurações o conjunto passa a reter, também, o material cerâmico restaurador, com o formato pretendido, e um corpo de aço. Este último é utilizado para carregar o dente. O contacto entre o corpo da aplicação da força e o dente considera um encaixe perfeito e uma ligação do tipo “*glue*”, i.e., do tipo colado.

No primeiro modelo são apresentadas as diferentes restaurações com a estrutura necessária para efetuar as simulações lineares dos dois tipos de restaurações, *inlay* e *onlay*.

No segundo modelo, é apresentada a restauração em *inlay* com a particularidade de neste caso considerar uma estrutura viscoelástica, a servir de adesivo, entre a restauração e o remanescente do dente.

3.3.1. Modelo 1

Neste modelo são apresentadas as restaurações *inlay* e *onlay* considerando que as ligações entre todos os constituintes do dente são do tipo “*glue*”. A restauração *inlay* e *onlay* são restaurações efetuadas apenas ao nível da cúspide, isto é, nunca interferem com a composição do nervo. Como já referido anteriormente, a restauração *inlay* é um preparo dentário intracoronal no esmalte, enquanto que na restauração *onlay* pelo menos uma das cúspides é restaurada.

A partir do *software ADINA®*, e como o dente é uma estrutura de pequenas dimensões, o tipo de elemento tem de variar. O modelo do dente é apresentado em toda a sua estrutura com a dimensão de 0,5 mm, contudo, requer-se um pormenor realístico, pelo que desta forma o tamanho do elemento é reduzido para 0,2 mm na restauração, no contacto do corpo da aplicação da força com a restauração, na zona de contacto entre o esmalte, a restauração e a dentina, e na zona de contacto entre o esmalte e a dentina. Promovendo assim uma melhoria na malha do elemento, como ilustrado na Figura 3.12.

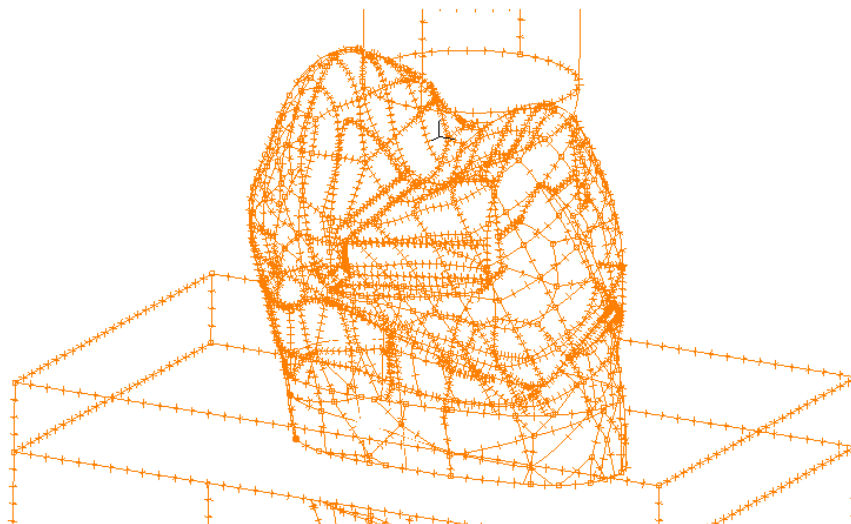


Figura 3.12. Estrutura dos elementos.

Na Figura 3.13 são apresentados os tipos de elementos que foram utilizados.

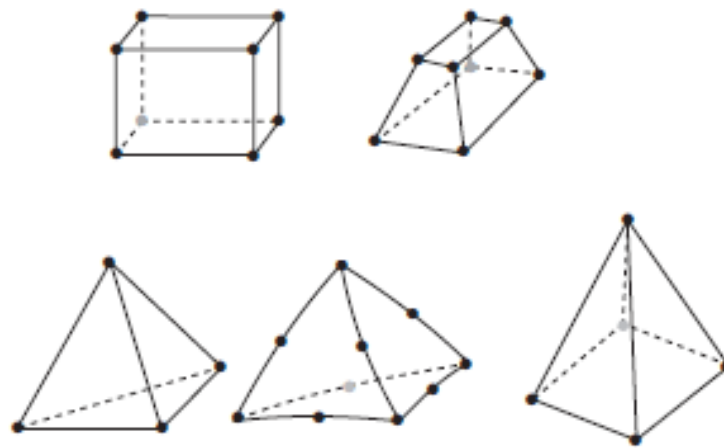


Figura 3.13. Tipos de elementos *3D-Solid* (tetraédricos – 4nós; hexagonais – 8nós; tetraédricos– 10nós; pirâmides – 5nós) [37].

Na Figura 3.14 está ilustrada a malha dos primeiros modelos, foram utilizados elementos tridimensionais com 4, 8 e 10 nós e três graus de liberdade por nó. No modelo geométrico com 8 nós por elementos (hexaedros) foi introduzida a utilização de pirâmides com o objetivo de ajudar a moldar de forma eficaz os constituintes (Figura 3.14 b)).

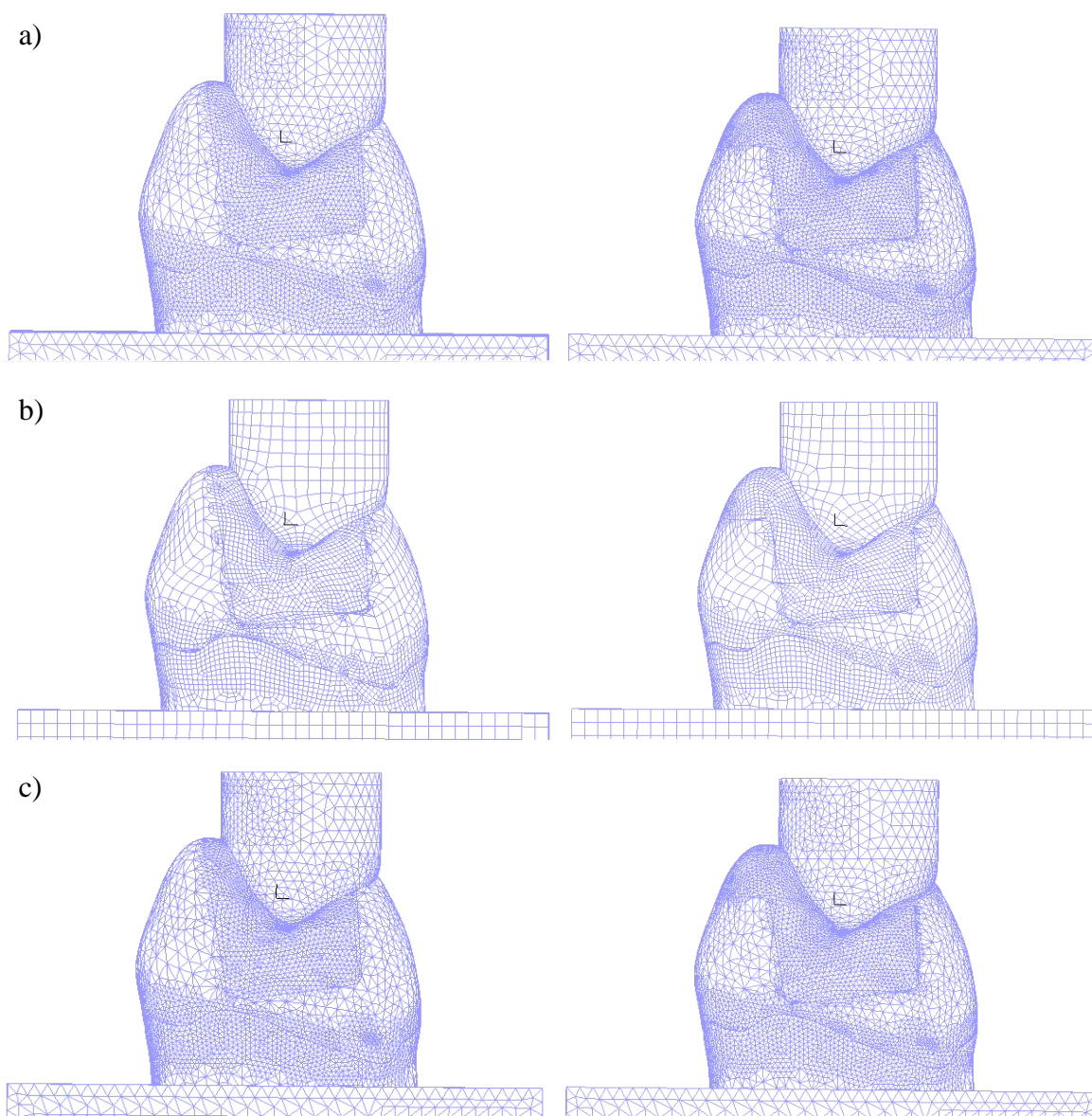


Figura 3.14. Modelos numéricos das geometrias de *inlay* e *onlay*, respetivamente, com a) 4 nós, b) 8 nós e c) 10 nós.

O número médio de elementos nos primeiros modelos com a restauração *inlay* e restauração *onlay* podem ser observados na Tabela 3.4.

Tabela 3.3. Número médio de elementos nas restaurações (modelo 1).

	Restauração <i>Inlay</i>	Restauração <i>Onlay</i>
4 Nós	616055	916828
8 Nós	287709	381629
10 Nós	616055	916886

Na Tabela 3.4 são apresentados o número total de Nós em cada modelo, com a restauração *inlay* e *onlay*.

Tabela 3.4. Número de nós nas restaurações (modelo 1).

	Restauração <i>Inlay</i>	Restauração <i>Onlay</i>
4 Nós	116830	172971
8 Nós	148164	193445
10 Nós	885669	1314541

3.3.1. Modelo 2

Nas restaurações do dente representadas neste modelo é colocada uma camada de cimento resinoso, associada como um elemento coesivo, com as propriedades referidas na Tabela 3.1. Este modelo apenas irá ser utilizado no tipo de restauração *inlay*. Neste tipo de restauração a adesão é efetuada pela colocação de uma camada de cimento resinoso entre o cerâmico e o resto do dente.

A composição do modelo sofreu várias alterações devido à complexidade da reestruturação. As modificações da estrutura concentraram-se na parte da restauração, do esmalte e da dentina. Atendendo a que a utilização de elementos coesivos obriga à definição de malhas estruturadas, foi necessário gerar corpos hexagonais na restauração e na dentina, também por isso o uso de pirâmides, como já foi mencionado anteriormente, de forma a obter uma malha mais regular. Para isso foram efetuados cortes nos componentes que partilham os elementos coesivos, i.e., na resina e na dentina. Na Figura 3.15 pode-se verificar que a geometria do cerâmico foi alterada nas superfícies de contato. De notar que, a geometria do cimento resinoso foi obtida a partir do cerâmico, considerando uma nova camada com 115 μm de espessura

As alterações efetuadas no segundo modelo levaram a que o número médio de elementos fosse alterado. Desta forma, na restauração *inlay* o número de elementos é de 849536, modelo *3D-Solid* com uma estrutura de 8 nós por elemento. De seguida pode-se verificar nas figuras apresentadas as várias modificações atualizadas, para que o composto resinoso fosse possível de ser empregue o mais realístico possível.

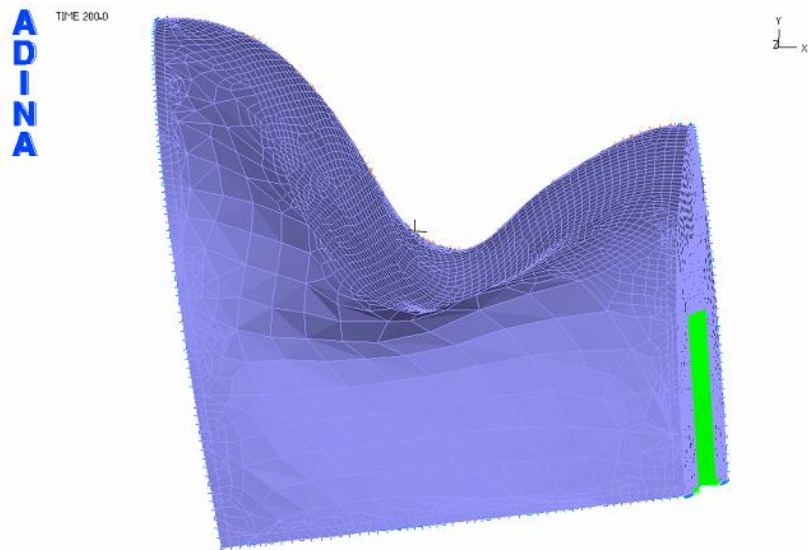


Figura 3.15. Restauração cerâmica.

Na Figura 3.16 é apresentada a forma que o esmalte assume no modelo 2. Consegue-se observar que o esmalte sofre as mesmas alterações anteriormente mencionadas.

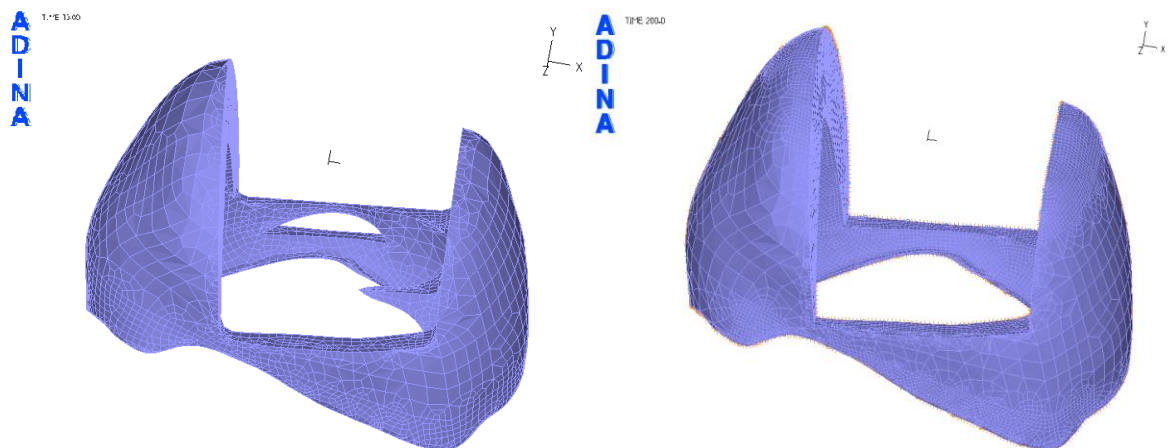


Figura 3.16. Esmalte.

Na Figura 3.17 a dentina considera-se diferente da geometria considerada no modelo 1, em que a alteração verificada no esmalte é automaticamente efetuada nesta zona com o objetivo de proporcionar o contato com o cerâmico da melhor forma possível para que os elementos coesivos fossem colocados.

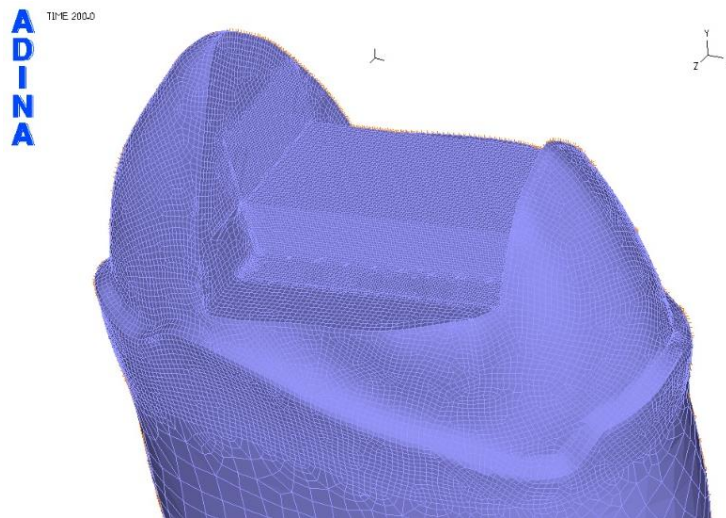


Figura 3.17. Dentina.

Nas figuras acima apresentadas é possível observar que existe uma diminuição da zona de “encaixe” do cerâmico na dentina. Esta diminuição deve-se ao facto da existência dos elementos coesivos na zona comentada. Para tal, foram formados vários corpos, que juntos compõem a estrutura trapezoidal onde são inseridos os elementos coesivos, tal como indicado na Figura 3.18.

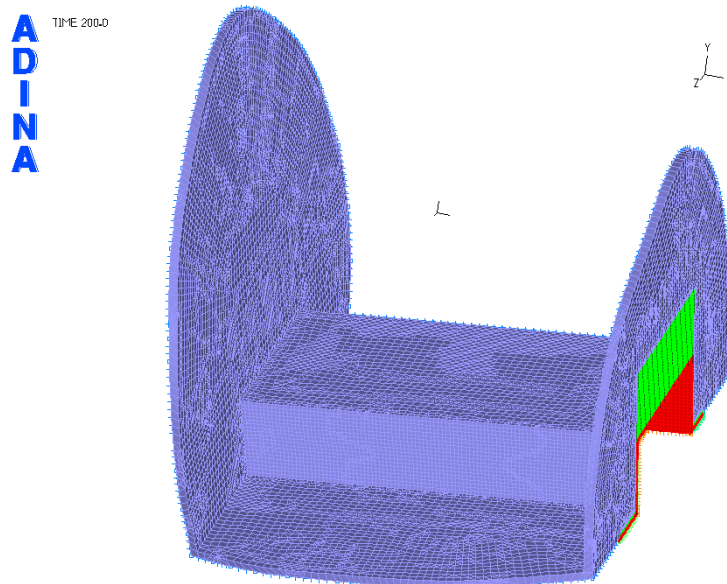


Figura 3.18. Cimento resinoso.

Esta estrutura comporta o cimento resinoso e as suas propriedades, com um formato trapezoidal apresenta uma espessura de $115 \mu\text{m}$. Tal foi possível de obter através de um corte na parte do cerâmico que consiste na junção ao esmalte e à dentina.

Na Figura 3.19 observa-se os corpos em verde e vermelho acima representados. Os corpos a verde correspondem às zonas do cimento resinoso onde podem existir elementos coesivos. Por outro lado, os corpos a vermelho fazem parte da dentina.

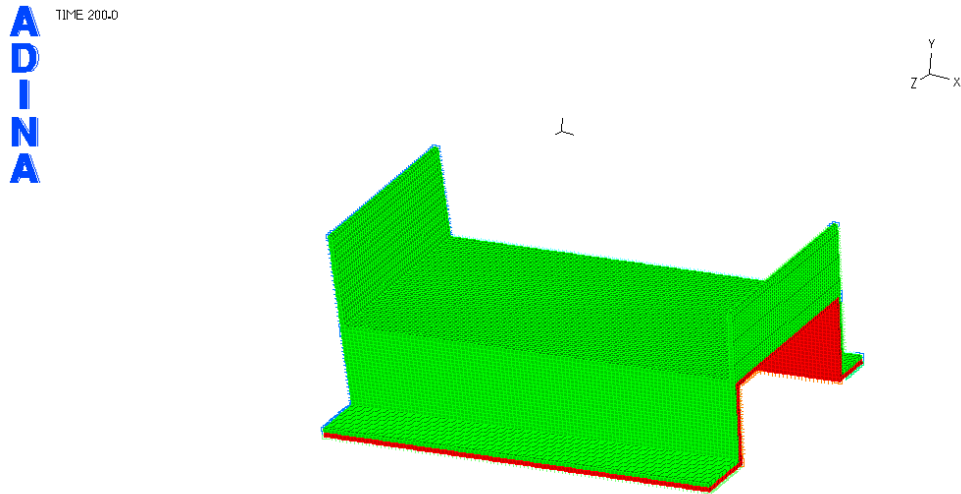


Figura 3.19. Ligação do cimento resinoso e dentina.

4. ANÁLISE DE RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados e analisados os resultados dos modelos definidos para este estudo, tendo como referência a comparação entre a composição e a forma de restauração do dente para cada modelo. A comparação dos modelos tem como base os deslocamentos, as tensões e forças resultantes na parte restaurada. Tal como mencionado anteriormente, o dente é um constituinte humano que se encontra inserido no osso da mandíbula e está protegido por uma camada de material, o ligamento periodontal, que amortece os deslocamentos e as forças aplicadas no mesmo, e evita o contato direto com os ossos. Atendendo a que nenhum dos modelos considerou este elemento, é expectável que os deslocamentos obtidos sejam relativamente pequenos.

4.1. Restauração do Dente em *Inlay*

A avaliação relativa à restauração *inlay* do dente efetuou-se com base no modelo geométrico descrito anteriormente.

4.1.1. Análise de Deslocamentos

Na Figura 4.1 é possível localizar os pontos de deslocamento da restauração do dente, acompanhados de uma escala definida por 32 cores e um máximo de $8,5 \mu m$, de forma a poder-se clarificar o local de maior percentagem de deslocamento. Como referido anteriormente observa-se que os deslocamentos são muito reduzidos e na escala do micrometro.

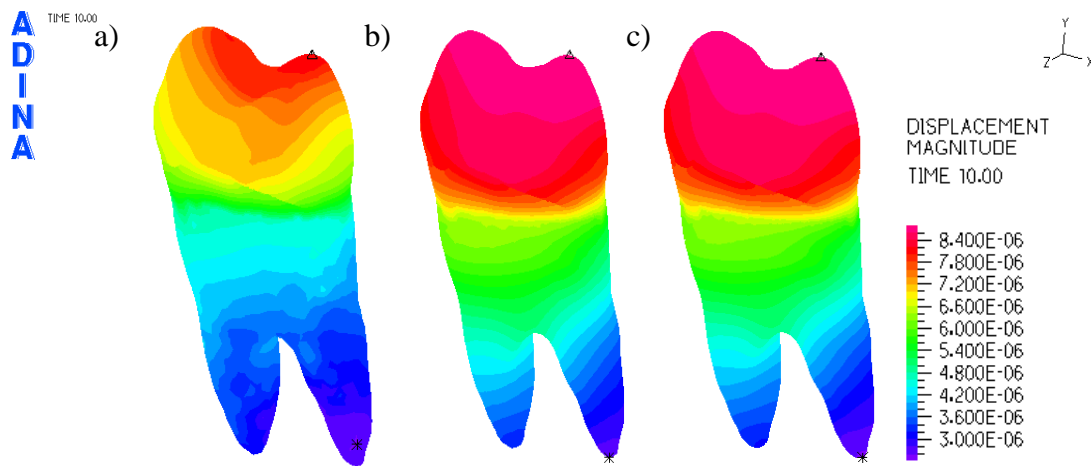


Figura 4.1. Deslocamento do dente com restauração *inlay* [a) 4 nós; b) 8 nós; c) 10 nós].

Os deslocamentos máximos apresentam-se na Figura 4.1 com o triângulo a preto. Como se observa todos são semelhantes quanto à sua localização, a principal diferença é encontrada na intensidade do deslocamento, ou seja, para 4, 8 e 10 nós por elemento, existe um deslocamento com valores de $7,99 \mu m$, $8,335 \mu m$ e $9,587 \mu m$, respetivamente.

Nos valores retirados observa-se, também, que o modelo com o maior número de elementos proporciona um maior deslocamento. Neste caso, com 10 nós por elemento obtém-se um deslocamento de $9,587 \mu m$, como indicado na Figura 4.1. Assim, comparativamente aos restantes, o modelo de 10 nós por elemento tem um deslocamento de cerca de 19,99% superior ao da estrutura com 4 nós, e de 15,02% superior ao da estrutura com 8 nós.

4.1.2. Análise de Tensões

Esta análise é efetuada devido aos possíveis problemas descritos anteriormente após a restauração ser colocada. A restauração tem características muito semelhantes ao esmalte, mas, como não é um constituinte igual ao esmalte, é importante fazer uma análise de tensão de forma a observar o local onde as tensões terão mais impacto. Para comparar os resultados de forma mais objetiva, analisaram-se as tensões de *von Mises* que ocorrem na restauração do dente, tendo em conta os diferentes tipos de elementos utilizados.

Na Figura 4.2 são apresentadas as distribuições de tensões no dente restaurado, para os diferentes tipos de elementos, considerando uma escala de 32 cores com tensão máxima de $45 MPa$.

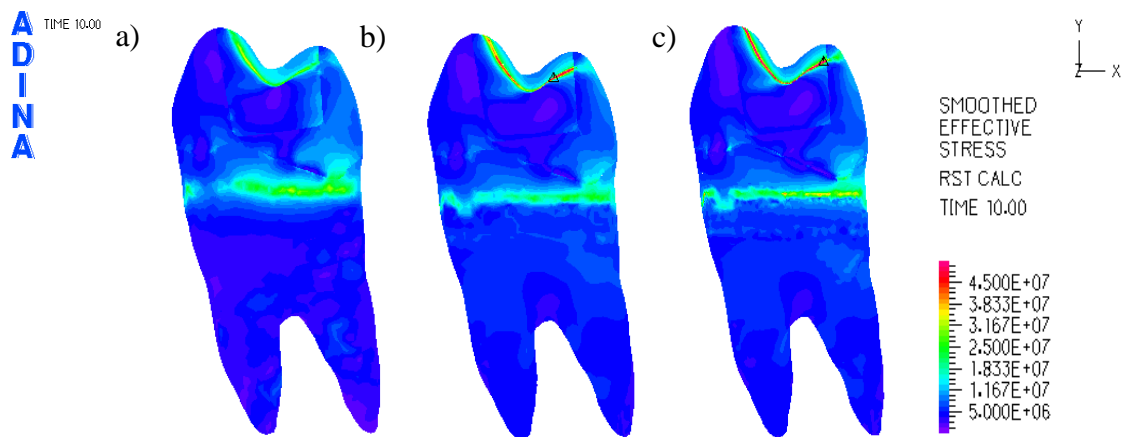


Figura 4.2. Distribuição das tensões no dente com restauração *inlay* [a) 4 nós; b) 8 nós; c) 10 nós].

As tensões máximas em cada modelo numérico são de $60,88 \text{ MPa}$, $68,05 \text{ MPa}$ e $102,2 \text{ MPa}$ para 4, 8 e 10 nós por elemento, respetivamente.

Na Figura 4.2 a) a tensão máxima está localizada num ponto que não é visível na imagem, mas é apresentado na Figura 4.3 e ocorre devido a uma má formação na estrutura dentária na zona de contacto da dentina e do esmalte, provocada por uma margem pontiaguda que origina assim um valor não real. Contudo, é possível concluir que o ponto de tensão máxima na restauração do dente com o modelo de 4 nós por elemento tem intensidade de $38,97 \text{ MPa}$, com a mesma localização das outras modelações geométricas com diferentes nós, como ilustrado na Figura 4.2.

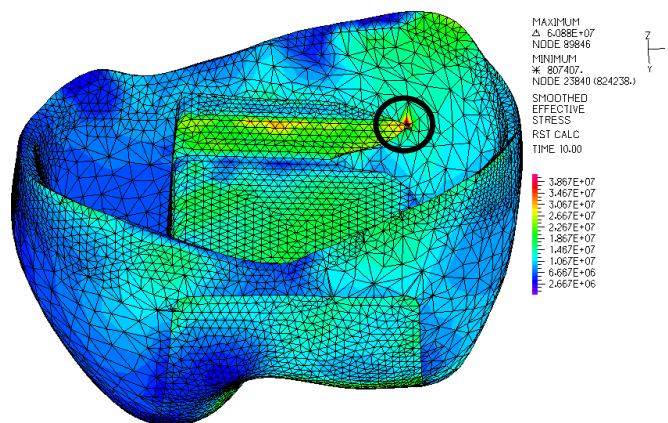


Figura 4.3. Distribuição da tensão na restauração *inlay* (4 nós).

Nos modelos numéricos de 8 e 10 nós o ponto de maior impacto do sólido de aço na cerâmica apresenta valores de $68,05 \text{ MPa}$ e $102,2 \text{ MPa}$, respetivamente.

Ao realizar uma comparação entre os modelos, excluindo os erros de geometria, verifica-se que o modelo com 10 nós por elemento apresenta maiores níveis de tensão. Isto deve-se ao facto de por elemento existir uma maior quantidade de nós.

4.2. Restauração do Dente em *Onlay*

A restauração do dente em *onlay* mostra algumas diferenças relativamente à restauração do dente em *inlay*. Nos próximos subcapítulos são demonstradas as análises efetuadas quanto aos deslocamentos e as tensões obtidas após a realização das simulações.

4.2.1. Análise de Deslocamentos

Tal como referido anteriormente, os deslocamentos do dente após a sua restauração são relativamente pequenos. O dente encontra-se encastrado no osso da mandíbula o que proporciona um deslocamento relativamente pequeno. É utilizada uma escala ao nível dos $8,5 \mu\text{m}$ com uma escala de cores definida por 32 cores.

Na Figura 4.4 é possível localizar os pontos de deslocamento da restauração do dente. Deslocamentos com unidades de micrometros, ou seja, os deslocamentos são reduzidos, tal como visto anteriormente.

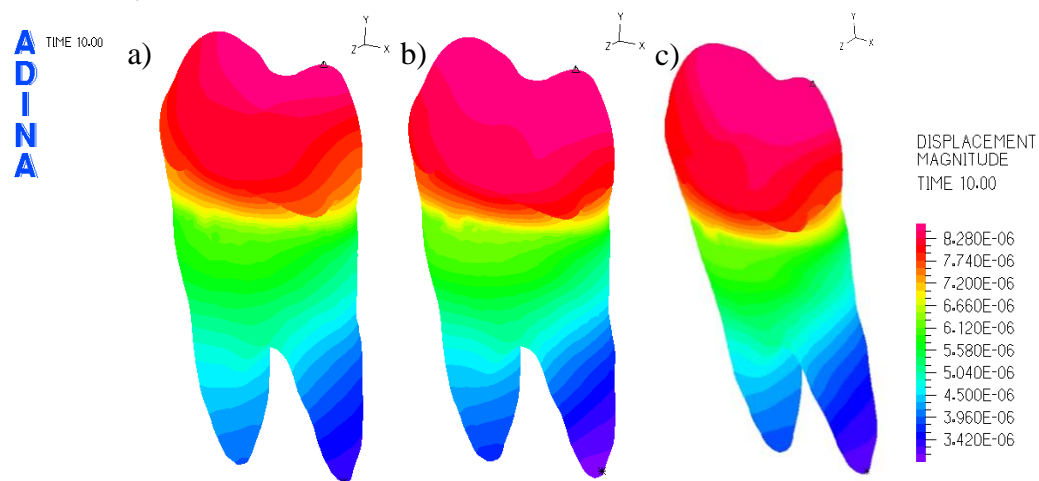


Figura 4.4. Deslocamento do dente com restauração *onlay* [a) 4 nós; b) 8 nós; c) 10 nós].

A partir dos deslocamentos, verifica-se que os valores máximos para cada tipo de modelo da restauração, 4, 8 e 10 nós por elemento é, respetivamente $9,009 \mu\text{m}$, $9,508 \mu\text{m}$ e $10,06 \mu\text{m}$.

É possível concluir-se que o deslocamento máximo se encontra no mesmo ponto em todos os modelos. Pode-se também referir que o deslocamento percentual do modelo com o elemento de 10 nós é cerca de 11,67% superior ao do modelo com o elemento de 4 nós, e 5,81% superior ao do modelo com 8 nós.

4.2.2. Análise de Tensões

As tensões são analisadas com o propósito anteriormente referido. Na Figura 4.5 são apresentadas para os diferentes tipos de elementos, as distribuições de tensões no dente restaurado, com a consideração de uma escala definida por 32 cores e 45 MPa de tensão máxima.

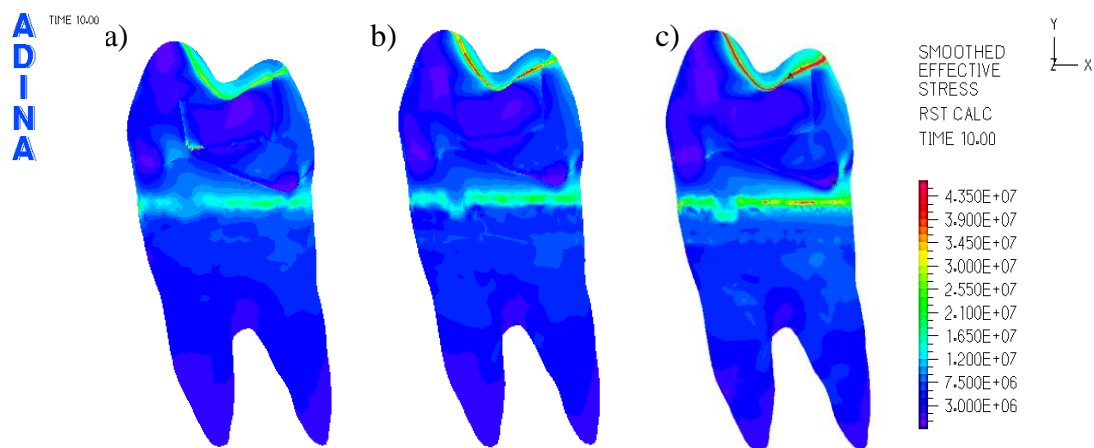


Figura 4.5. Distribuição das tensões no dente com restauração *onlay* [a) 4 nós; b) 8 nós; c) 10 nós].

Os modelos apresentados apresentam um ponto máximo de intensidade 551,2 MPa, 166,4 MPa e 110,3 MPa para a estrutura de 4 nós, 8 nós e 10 nós por elemento, respetivamente.

Tal como se constata pelos resultados, nas tensões máximas da Figura 4.5 a) e b) têm valores demasiado elevados devido a erros na formação do modelo geométrico da restauração do dente na zona do esmalte/dentina.

O ponto de tensão máxima do dente na restauração *onlay* com 4 nós por elemento está localizado na Figura 4.6. O máximo apresenta um valor de 551,2 MPa, e ocorre devido ao mesmo problema mencionado no subcapítulo 4.1.2.

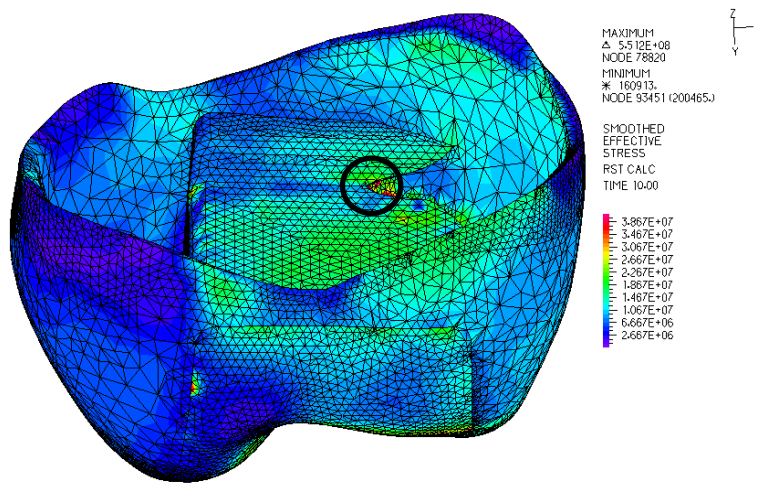


Figura 4.6. Distribuição da tensão restauração *onlay* (4 nós).

Na restauração com o modelo de 8 nós por elemento o valor da tensão máxima surge na zona de contacto do esmalte e da dentina, como é apresentado na Figura 4.7. Este apresenta um valor de 166,4 *MPa*, e ocorre devido a uma má formação entre o contacto dos constituintes esmalte e dentina, que produz uma margem altamente vincada, isto é, um pico de tensão. Tal como se observa, gera um valor de carga demasiado elevado, quando comparado com as outras estruturas do modelo.

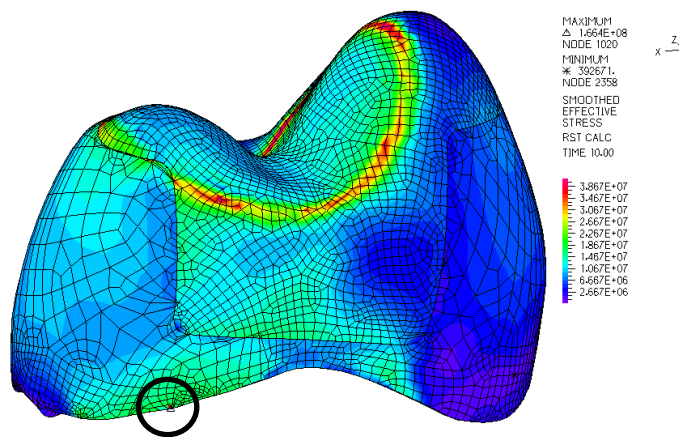


Figura 4.7. Distribuição da tensão restauração *onlay* (8 nós).

No modelo com 10 nós é possível verificar que o maior ponto de tensão surge num dos pontos de contacto entre o corpo de aço e a restauração. Com um valor de 110,3 *MPa*, sem assumir problemas de geometria, sabendo de antemão que eles existem.

Ao se verificar a zona da restauração foi possível concluir que a tensão máxima apresenta um ponto comum com elevado carregamento. Executando uma análise comparativa entre os modelos confirma-se que o modelo que tem níveis de tensão mais

elevados é o de 10 nós por elemento. O modelo numérico de 4 nós por elemento apresenta um ponto máximo na extremidade da restauração junto ao esmalte, com um valor de 143,3 *MPa*. Enquanto o modelo com 8 nós apresenta um ponto semelhante ao de 10 nós, mas com menor valor de tensão, 67,72 *MPa*.

4.3. Restauração do Dente em *Inlay* com Cimento Resinoso

A restauração de dente em *inlay* com adesivo proporciona uma avaliação mais realista e permite fazer uma comparação com a restauração em *inlay* sem adesivo.

4.3.1. Análise de Deslocamentos

Na Figura 4.8 são apresentados os deslocamentos máximos resultantes da simulação numérica realizada. A escala colocada na análise dos resultados foi definida para um máximo de 30 μm .

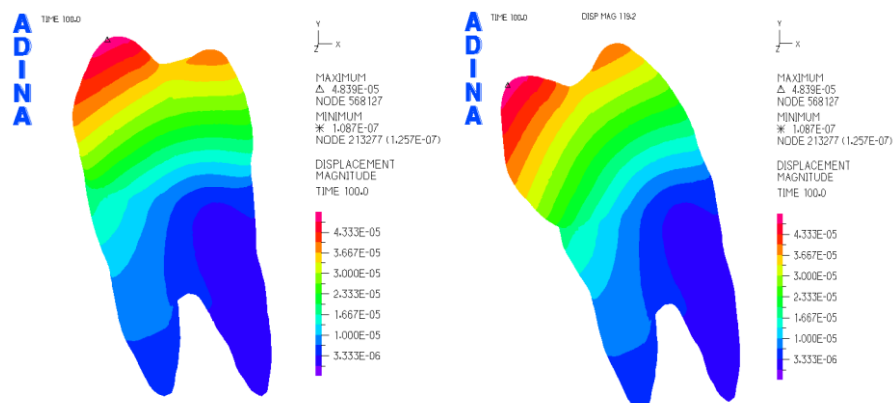


Figura 4.8. Distribuição do deslocamento resultante na restauração *inlay* com cimento resinoso.

O deslocamento máximo encontra-se na zona da cúspide mais elevada, com o valor de 48,39 μm . Pode-se observar na Figura 4.8 do lado direito que o deslocamento é superior ao que foi observado no modelo sem resina.

4.3.2. Análise de Tensões

Na Figura 4.9 é apresentada a distribuição de tensões na restauração em *inlay* com a resina. A análise de tensões foi avaliada através de uma escala definida por 32 cores e uma tensão máxima de 45 *MPa*.

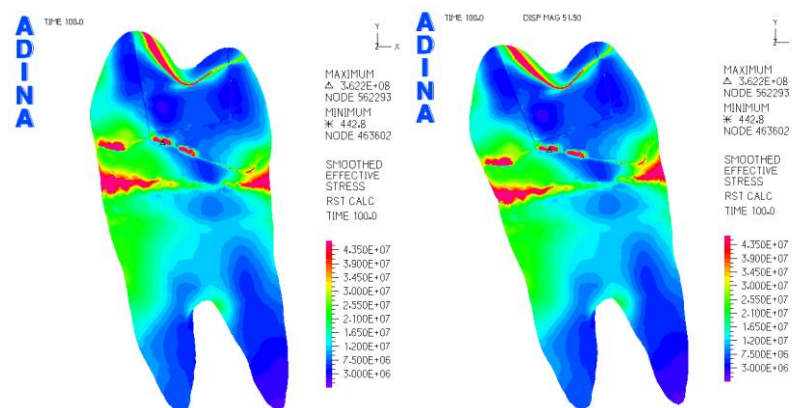


Figura 4.9. Distribuição da tensão na restauração *inlay* com cimento resinoso.

Verifica-se, na Figura 4.9, que a tensão máxima nesta restauração apresenta um valor de 362,2 MPa e está localizada na zona de contacto entre o esmalte e a dentina.

Realizando uma análise mais detalhada, pode-se afirmar que o valor de tensão máxima obtido é relativamente elevado. Desta forma, refere-se que a localização do mesmo providencia esse valor. Na Figura 4.10 é apresentada a restauração do dente com o adesivo e verifica-se que o valor de tensão máxima é de 190,0 MPa.

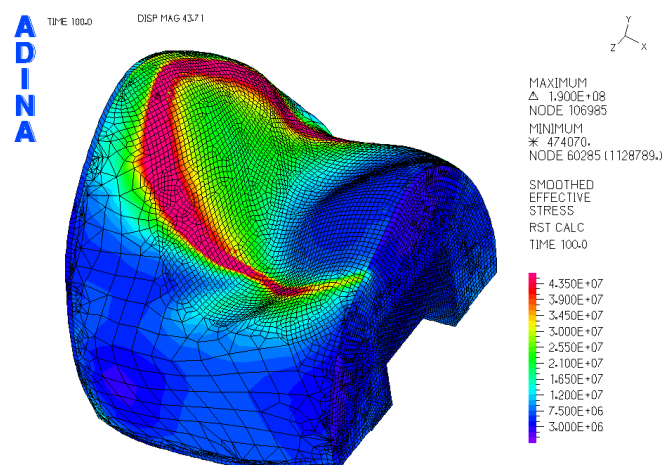


Figura 4.10. Distribuição da tensão no cerâmico/cimento resinoso.

Relativamente a esta simulação numérica é importante observar o nível de tensão no cimento resinoso. Assim, pode-se constatar na Figura 4.11 que a zona com maiores tensões está na direção da força aplicada, junto ao centro do dente e na zona da ligação do cerâmico com a dentina, com um valor de 42,81 MPa.

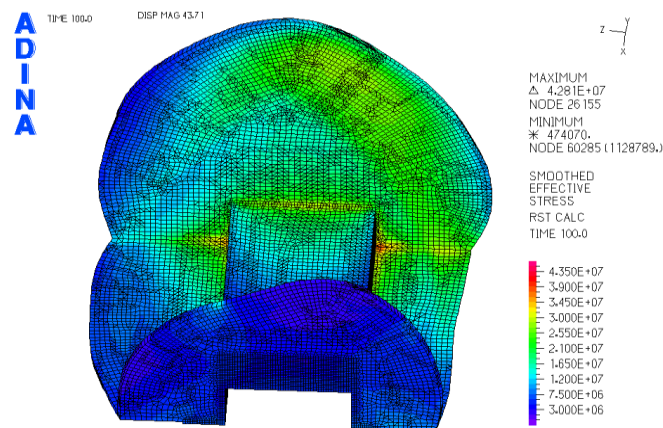


Figura 4.11. Distribuição da tensão no cimento resinoso.

No cimento resinoso, em cima apresentado, temos de ter atenção à parte em que surge a ligação entre a resina e a dentina. Esta é apresentada na Figura 4.12 e, como se pode verificar, o ponto de tensão máxima surge num local semelhante, em ambos os casos, com uma intensidade de 42,81 MPa no cimento resinoso e de 38,80 MPa na dentina.

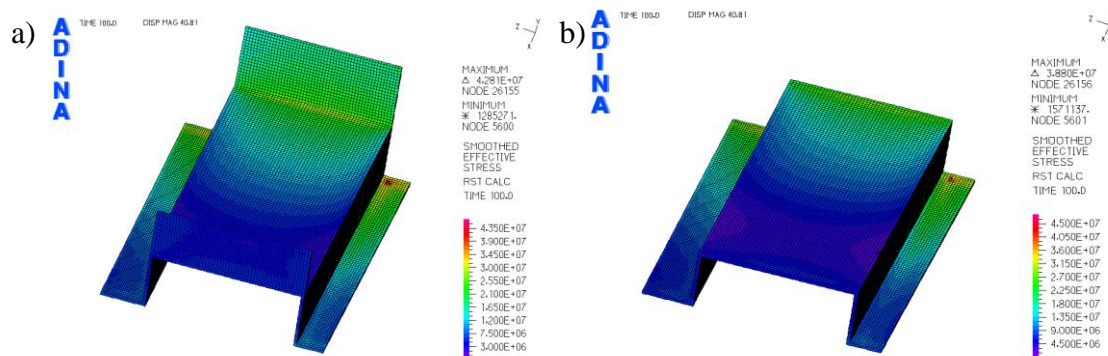


Figura 4.12. Distribuição da tensão: a) Cimento resinoso; b) Dentina.

4.4. Restauração do Dente em *Inlay* com Cimento Resinoso (Elementos Coesivos)

A influência da restauração em *inlay* do dente com uma adesão é proporcionada através de elementos coesivos. A diferente estrutura deste dente leva a uma discussão dos resultados fazendo a comparação da estrutura do mesmo com o modelo semelhante anteriormente apresentado.

4.4.1. Análise de Deslocamentos

Os deslocamentos para a respetiva restauração são apresentados na Figura 4.13. Como se pode observar, o deslocamento é observado por uma escala definida com um máximo de $30\ \mu\text{m}$.

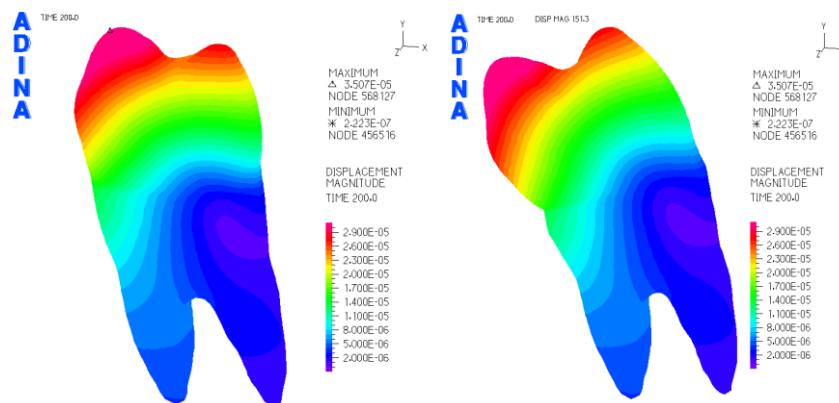


Figura 4.13. Distribuição da tensão restauração *inlay* com cimento resinoso.

O deslocamento máximo é de $35,07\ \mu\text{m}$ e encontra-se na zona da cúspide mais elevada. Este deslocamento é da mesma ordem de grandeza do deslocamento observado no modelo sem os elementos coesivos, mas o seu valor é inferior.

4.4.2. Análise de Tensões

Na Figura 4.14 são apresentadas as distribuições de tensões no dente restaurado, considerando uma escala definida por 32 cores e uma tensão máxima de $45\ \text{MPa}$.

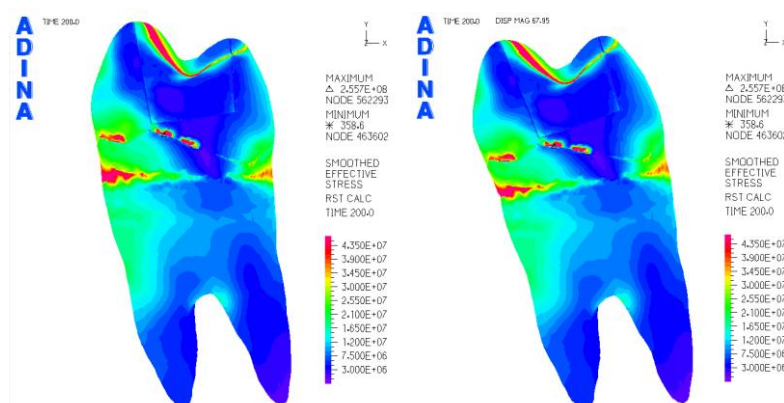


Figura 4.14. Distribuição da tensão restauração *inlay* com cimento resinoso.

Nesta figura pode-se verificar que a tensão máxima é de $255,7\ \text{MPa}$, mas não é visível na Figura 4.14 e foi necessário utilizar uma análise isolada da restauração do dente.

Deste modo, é possível observar que na zona da restauração *inlay* em cerâmica e o cimento resinoso a tensão máxima é de 186,1 *MPa*, como ilustra a Figura 4.15.

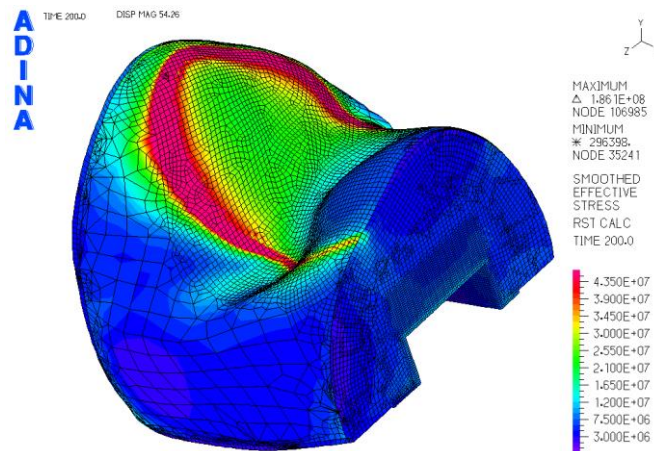


Figura 4.15. Distribuição da tensão no cerâmico/cimento resinoso.

Na Figura 4.16 é apresentada a tensão máxima no cimento resinoso, apresentando em valor de 41,33 *MPa*. Verifica-se que a tensão é superior na parte vincada, onde existe um ângulo 90°, entre a cúspide mais elevada e a base de ligação com o cimento resinoso.

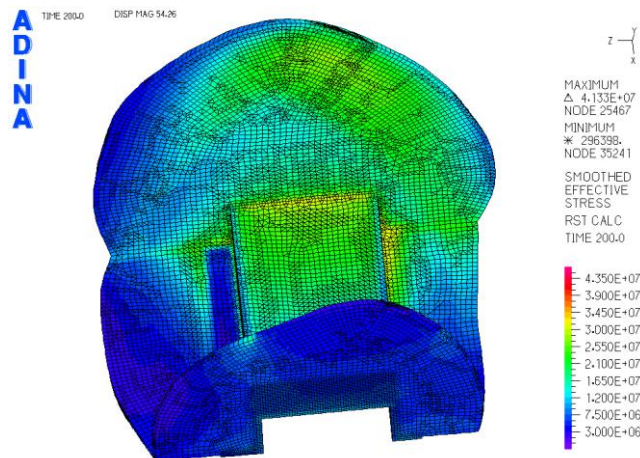


Figura 4.16. Distribuição da tensão no cimento resinoso.

No entanto, esta restauração tem uma característica especial, entre o cimento resinoso e a dentina, a ligação é promovida através da colocação de elementos coesivos. Na Figura 4.17, são apresentados os dois corpos entre os quais os elementos coesivos estão posicionados. Numa primeira análise constatou-se que a tensão máxima não era visível, deste modo partiu-se à separação dos componentes, onde foi possível observar a tensão máxima de 41,33 *MPa* e também se verificou que o ponto máximo é comum aos dois, devido à partilha do nó.

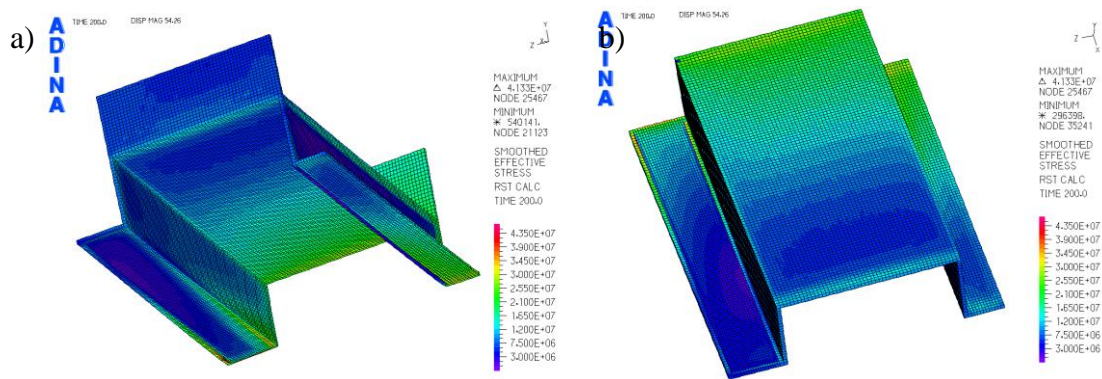


Figura 4.17. Distribuição da tensão: a) Cimento resinoso; b) Dentina.

Na análise desta restauração é importante verificar-se também como são dispostas as tensões efetivas, as tensões coesivas normal e tangencial e o critério de falha dos elementos coesivos. Desta forma, nas próximas figuras serão apresentados e analisados todos os pontos referidos.

Na Figura 4.18 encontra-se uma tensão efetiva máxima na camada de elementos coesivos, com um valor de 41,33 MPa. Na Figura 4.19 são apresentadas as tensões máximas normal e tangencial dos elementos coesivos. Pode-se verificar que os máximos encontrados são de 1,612 MPa e 7,738 MPa, respetivamente.

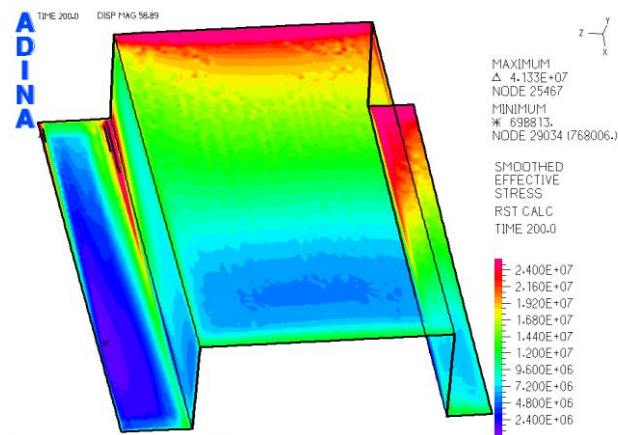


Figura 4.18. Distribuição da tensão nos elementos coesivos.

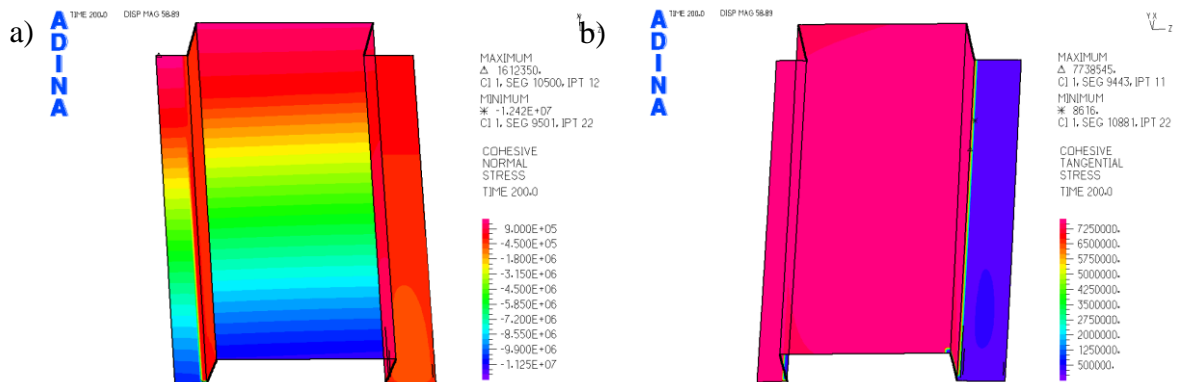


Figura 4.19. Distribuição da tensão coesiva: a) Normal; b) Tangencial.

Para uma análise mais concreta, na Figura 4.20 apresentam-se as tensões principais máximas designadas por σ P1, P2 e P3 que apresentam um máximo de 16,23 MPa, 11,36 MPa e 1,969 MPa, respetivamente. Um ponto máximo comum é visto entre as duas primeiras tensões, sendo que a sua intensidade é também semelhante. Na última pode-se verificar que o máximo é menor, comparado às outras, tal como a distribuição da tensão se encontra diferente.

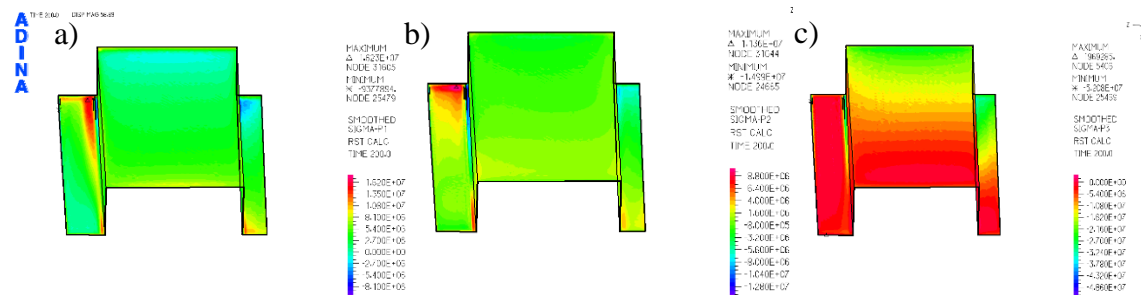


Figura 4.20. Distribuição das tensões principais: a) P1; b) P2; c) P3.

Por último toma-se atenção à capacidade de os elementos coesivos resistirem ao “arranque” ou “deslizamento”, i.e., a força de ligação que apresentam quando sujeitos a uma carga de tamanha intensidade. Na Figura 4.21 verifica-se o critério de falha dos elementos coesivos, entre a estrutura do cimento resinoso e da dentina, onde se pode encontrar um valor máximo no pico, na zona de direção de atuação da carga.

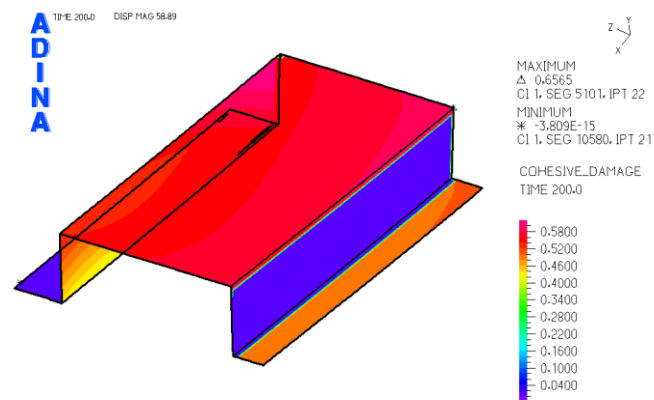


Figura 4.21. Critério de falha nos elementos coesivos.

4.5. Comparação dos resultados das Restaurações Dentárias

De modo a sintetizar os resultados obtidos nas simulações, foi efetuada uma análise geral. Primeiro fez-se uma comparação entre o tipo de restaurações, Tabela 4.1, podendo-se afirmar que a diferença de deslocamentos não é significativa, com a observação cautelosa de que os valores são numa escala de micrometros, o que condiciona esta conclusão.

Tabela 4.1. Valores de deslocamento no modelo 1.

	Restauração <i>Inlay</i>	Restauração <i>Onlay</i>
4 Nós	7,99 μm	9,009 μm
8 Nós	8,335 μm	9,508 μm
10 Nós	9,587 μm	10,06 μm

Seguidamente são comparados os resultados ao nível da análise de tensões, apresentados na Tabela 4.2. Devido aos problemas geométricos nas zonas apontadas, os modelos numéricos não obtiveram o máximo no ponto comum localizado na cúspide dos modelos.

No estudo efetuado pode-se mencionar que os melhores modelos apresentados foram os que são constituídos por 10 nós por elemento. Estes modelos, mostraram um ponto de máxima tensão semelhante, sendo que o modelo da restauração em *onlay* apresentou

tensões superiores às da restauração *inlay*. Contudo, atendendo a que a diferença de valores não é significativa, é possível afirmar-se que o tipo de restauração não apresenta grande influência. Relativamente ao modelo de 8 nós por elemento verifica-se que a restauração em *inlay* e a restauração em *onlay* apresentam valores muito semelhantes. O modelo de 4 nós encontra-se com alguns erros nos seus resultados nos dois modelos, desta forma não foi possível realizar qualquer termo de comparação entre ambos.

Tabela 4.2. Valores de tensão no modelo 1.

	Restauração <i>Inlay</i>	Restauração <i>Onlay</i>
4 Nós	38,97 MPa	<i>Error MPa</i>
8 Nós	68,05 MPa	67,72 MPa
10 Nós	102,2 MPa	110,3 MPa

Numa segunda análise foram comparadas as restaurações *inlay*, com e sem cimento resinoso. Assumimos uma comparação com os primeiros modelos de 8 nós por elemento, pois nesta modelação foi utilizado esse número de nós por elemento.

Tabela 4.3. Comparação dos modelos de restauração do dente com/sem cimento resinoso.

	Deslocamento máximo	Tensão máxima
Dente restaurado com cimento resinoso	48,39 μm	190,0 MPa
Dente restaurado sem cimento resinoso	8,335 μm	68,05 MPa

Na Tabela 4.3 observa-se os valores de deslocamento e tensão máximos obtidos para cada modelo. Pode-se verificar que o modelo do dente restaurado em *inlay* sem cimento resinoso apresenta valores menores do que o modelo com cimento resinoso. É de se constatar que os dois são caracterizados pela sua geometria diferente, construída ao longo deste estudo, que pode proporcionar esta diferença exuberante nos resultados, mas, para além dessa diferença, também a condição de fronteira do corpo de aço foi diferente. O dente restaurado com cimento resinoso apresenta também na sua estrutura este novo constituinte (cimento resinoso) que no modelo 1 da restauração *inlay* tomado em comparação não existe. Vários

são os fatores que podem justificar as diferenças entre os dois modelos, sugerindo que as análises noutros estudos futuros sejam efetuados de forma diferente.

Na última comparação são utilizadas as simulações numéricas das restaurações dentárias em *inlay* com cimento resinoso, com e sem elementos coesivos. Na Tabela 4.4 faz-se referência à diferença nos deslocamentos e tensão máxima do conjunto, na Tabela 4.5 apresenta-se a variação das tensões máximas em diferentes pontos da restauração dentária.

Tabela 4.4. Comparação dos deslocamentos/tensões dos modelos de restauração do dente com cimento resinoso.

	Dente restaurado com cimento resinoso (sem elementos coesivos)	Dente restaurado com cimento resinoso (com elementos coesivos)
Deslocamento máximo	48,39 μm	35,07 μm
Tensão máxima	362,2 MPa	255,7 MPa

Observa-se, com base na Tabela 4.4, que os deslocamentos são superiores no modelo sem os elementos coesivos. As tensões resultantes, localizam-se na mesma zona, tal como foi possível observar anteriormente, em que a restauração do dente sem elementos coesivos apresenta uma tensão mais elevada. O resultado apresentado sugere que os elementos coesivos demonstram uma capacidade de ligação superior entre os constituintes.

Tabela 4.5. Comparação das tensões dos modelos de restauração do dente com cimento resinoso.

	Dente restaurado com cimento resinoso (sem elementos coesivos)	Dente restaurado com cimento resinoso (com elementos coesivos)
Restauração do cerâmico	185,2 MPa	190,0 MPa
Restauração da cimento resinoso	42,81 MPa	41,24 MPa
Restauração na dentina	38,80 MPa	41,24 MPa

Tabela 4.5, os valores encontrados não revelam grande diferença entre sim, apesar disso é importante de referir que os elementos coesivos representam uma ligação mais

realista entre a restauração e a dentina e, por isso, os valores de tensão máximas serem iguais devido à partilha de nós entre os constituintes.

5. CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

Neste capítulo apresentam-se das conclusões retiradas após a análise e comparação dos resultados qualitativos, seguida de algumas propostas de sugestões para trabalhos futuros, a realizar dentro da mesma área de estudo em que esta dissertação se engloba.

A realização desta dissertação foi possível através da análise de um modelo 3D a partir do método de elementos finitos e do *software ADINA*®. Foram realizadas oito simulações de onde foi possível retirar que tanto a restauração em *inlay* ou *onlay* na cavidade dentária apresentam a sua influência no propósito da restauração.

No início da parte de modelação desta dissertação, surgiram algumas adversidades, tendo as mesmas sido ultrapassadas através de um trabalho realizado a partir de outro *software*, tal como foi justificado no decorrer do Capítulo 3. Essas adversidades foram a falta de uma malha coerente nos modelos, de forma à não produção de erros nos resultados pretendidos. A produção de modelos numéricos com elementos de dimensão reduzida gerou um número de elementos muito elevado, o que levou à impossibilidade de por vezes serem realizadas as simulações, devido à capacidade de memória ou velocidade do computador usado pelo próprio.

Após as alterações necessárias serem efetuadas, procedeu-se à realização das simulações numéricas. Estas levaram o seu tempo a serem realizadas, contudo, pode-se observar os seus resultados e iniciar uma avaliação dos mesmos. De facto, as análises efetuadas levam a poder-se afirmar que tanto a restauração em *inlay* como a restauração em *onlay* suportam bem os esforços que o dente pode sofrer. Os deslocamentos de cada uma são quase nulos, pois os valores obtidos são da ordem dos micrómetros. Contudo, a restauração do dente em *onlay* mostrou maiores níveis de tensão do que a restauração em *inlay*. Nesta avaliação, o modelo de 10 nós por elemento teve grande influência, não demonstrou erros como nos outros modelos, e obteve sempre um resultado semelhante. Numa segunda análise procedeu-se à comparação das restaurações do dente em *inlay* com e sem elementos

coesivos. Através dos valores obtidos foi possível concluir que a restauração com adesivo apresenta uma deformação e uma tensão máxima de elevada intensidade, quando comparada com a restauração sem adesivo. A não existência de condições de fronteira no corpo de aço no segundo modelo é a principal característica que proporciona esta elevada diferença, portanto estudos futuros aplicados com as mesmas condições deverão ser efetuados.

Por último, fez-se uma análise sobre a restauração do dente com cimento resinoso, uma comparação entre as simulações com e sem elementos coesivos. Pôde-se observar que tanto numa como noutra os deslocamentos são semelhantes e elevados, e que nas tensões máximas os valores apresentados revelam a sua semelhança, contudo a opção mais válida seria a seleção da restauração do dente com elementos coesivos.

De qualquer forma, não obstante a possibilidade de terem existido alguns problemas na geometria nos modelos, e pela colocação de condições de fronteira diferentes, não há forma de concluir qual a restauração em *inlay/onlay* que providencia a melhor capacidade de aguentar cargas.

Relativamente às propostas para trabalhos futuros, seria interessante, primeiramente uma comparação mais ampla nos casos estudados, isto é, simulações variadas com outras características na restauração e na adesão. Uma melhoria seria a geração de um modelo CAD do dente com a restauração em *onlay* e o cimento resinoso de forma a existir mais um termo de comparação, devido ao tempo de cálculo falhado e das melhorias realizadas não existiu tempo extra para a constituição do modelo, deste modo optou-se por se manter os ensaios realizados antes de ser constituído esse modelo. Fazer a aplicação das mesmas condições em todos os modelos e realizar uma análise comparando cada componente do dente.

Propõe-se também que nos modelos *3D-Solid* haja uma melhoria ao nível do corte do esmalte, de forma a que a espessura fosse mais regular e bem definida para que o programa conseguisse efetuar uma discretização mais regular. Na fase de criação da malha do elemento seria interessante produzir uma suavização, o qual poderia gerar uma visão diferente na análise da restauração do dente.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Toparli, M., Aykul, H., & Sasaki, S., “Temperature and thermal stress analysis of a crowned maxillary second premolar tooth using three-dimensional finite element method,” *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 30, no. 1, pp. 99–105, 2003.
- [2] Cornacchia, T. P. M., Las Casas, E. B., Cimini, C. A., & Peixoto, R. G., “3D finite element analysis on esthetic indirect dental restorations under thermal and mechanical loading,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 48, no. 11, pp. 1107–1113, 2010.
- [3] Yamanel, K., Caglar, A., Gülsahi, K., & Ozden, U. A., “Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis,” *Dental Materials Journal*, vol. 28, no. 6, pp. 661–670, 2009.
- [4] Trivedi, S., “Finite element analysis: A boon to dentistry,” *JOBCCR*, vol. 4, no. 3, pp. 200–203, 2014.
- [5] Colgate, “Anatomia dos Dentes”. [Online]. Available: <https://www.colgate.com.br/oral-health/basics/mouth-and-teeth-anatomy/tooth-anatomy> [Accessed: 26-abril-2018]
- [6] Regado, J, “Estudo do Comportamento de um Dente Reconstruído,” Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, 2016.
- [7] Silva, P. “Anatomia e escultura dental”. [Online]. Available: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAABqgYAK/anatomia-escultura-dental#>. [Accessed: 28-abril-2018]
- [8] Alexandra, D., & Machado, T., “Anomalias Dentárias e a Sua Importância no Processo de Identificação Humana,” Universidade Fernando Pessoa, Faculdade de Ciências da Saúde Porto, 2014.
- [9] Ferracane, J. L., Lohbauer, U., & Palin, W. M., “Understanding the mechanical behavior of the material-tissue and material-material interface in dental

- reconstructions,” *Material-Tissue Interfacial Phenomena: Contributions from Dental and Craniofacial Reconstructions*, vol. 69, pp. 112–146, 2016.
- [10] Creeth, J. E., Karwal, R., Hara, A. T., Zero, D. T., Grosso, G., Godos, J., ... Vinagre, A. R. R., “Avaliação clínica e laboratorial de diferentes sistemas adesivos em dentística restauradora,” *Caries Research*, vol. 37, no. 1, pp. 131–156, 2017.
- [11] Saghiri, M. A., Asatourian, A., Sorenson, C. M., & Sheibani, N., “Mice dental pulp and periodontal ligament endothelial cells exhibit different proangiogenic properties,” *Tissue and Cell*, vol. 50(November 2017), pp. 31–36, 2017.
- [12] Hashemi-Beni, B., Khoroushi, M., Foroughi, M. R., Karbasi, S., & Khademi, A. A., “Tissue engineering: Dentin – pulp complex regeneration approaches (A review),” *Tissue and Cell*, vol. 49, no. 5, pp. 552–564, 2017.
- [13] Erisken, C., Kalyon, D. M., Zhou, J., Kim, S. G., & Mao, J. J., “Viscoelastic Properties of Dental Pulp Tissue and Ramifications on Biomaterial Development for Pulp Regeneration,” *Journal of Endodontics*, vol. 41, no. 10, pp. 1711–1717, 2018.
- [14] Waters, N. E., “Dental Biomechanics”, pp. 195–198, 2003.
- [15] Carvalho, L., Roriz, P., Simões, J., & Frazão, O., “New Trends in Dental Biomechanics with Photonics Technologies,” *Applied Sciences*, vol. 5, no. 4, pp. 1350–1378, 2015.
- [16] Pires, F., “Dentes endodunciados: restauração conservadora,” Dissertação para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária, Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, 2014.
- [17] Master, C. I., Advisor, A. F., Deom, F. A., Guerra, R. A., Falacho, R. I., & Almeida, F., “Finite elements analysis of ceramic restorations with and without cusp coverage,” (July), 2016.
- [18] Figueiredo, A. S. D. P., “Exercício, Lactato e Cárie Dentária,” Dissertação para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária, Departamento de Medicina Dentária, Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra, 2009.

-
- [19] Thompson, M. C., Thompson, K. M., & Swain, M., “The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 1. Ceramic inlay preparation design: A literature review,” *Australian Dental Journal*, vol. 55, no. 2, pp. 120–127, 2010.
- [20] Demarco, F. F., Corrêa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R., & Opdam, N. J. M., “Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials,” *Dental Materials*, vol. 28, no. 1, pp. 87–101, 2012.
- [21] Antunes, A. A. V., “Physical-mechanical characterization of direct restorative dental materials,” Dissertação para a obtenção do grau de Doutor em Engenharia Mecânica na especialidade de Construções Mecânicas, Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Coimbra, 2011.
- [22] Mei, M. L., Chen, Y. M., Li, H., & Chu, C. H., “Influence of the indirect restoration design on the fracture resistance: A finite element study,” *BioMedical Engineering Online*, vol. 15, no. 1, pp. 1–9, 2016.
- [23] Prina, J, Falacho, RI, Palma, P., “Ceramic Endocrown vs Ceramic Onlay with Resin Core in Endodontically Treated Teeth: A Finite Element Analysis”, 2016.
- [24] Rodrigues, F., Falacho, R. I., Guerra, F., “Ceramic Onlay: Influence of the Deep Margin Elevation Technique on Stress Distribution - A Finite Element Analysis,” Dissertação para o grau de Mestre em Medicina Dentária, Departamento de Medicina Dentária, Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra, 2016.
- [25] Vilanova, L., & Ribeiro, C. D. O., “Restauração indireta onlay: seleção do sistema cerâmico e cimentação com cimento auto-adesivo – Relato de caso clínico,” *Odontológica Do Brasil*, vol. 21, no. 58, pp. 529–533, 2012.
- [26] Fischer, K., & AG, I. V., Scientific Documentation IPS Empress® Direct, pp. 1–24, 2010.
- [27] Ramos, J. C., Vinagre, A., & Messias, A., “Restaurações estéticas em dentes posteriores,” *In Estética em Medicina Dentária*, pp. 61–74, 2009.
- [28] Oliveira, P. T., “Estudo do comportamento mecânico de pontes dentárias,” Dissertação para o grau de Mestre em Engenharia Mecânica na especialidade de

Produção e Projeto, Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Coimbra, 2015.

- [29] Yildiz, C., Vanlioğlu, B. A., Evren, B., Uludamar, A., & Kulak-Ozkan, Y., “Fracture resistance of manually and CAD/CAM manufactured ceramic onlays,” *Journal of Prosthodontics*, vol. 22, no. 7, pp. 537–542, 2013.
- [30] Walmsley A. Walsh T., Burke F. Lumley P., H.-H. R., “Restoration of teeth (Complex Restorations),” *Restorative Dentistry*, pp. 105–125, 2007.
- [31] Rodrigues, I. B., “Restauração De Dentes Permanentes Com Tratamento Endodôntico Não Cirúrgico,” *Igarss 2014*, no. 1, pp. 1–5, 2014.
- [32] Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, R., “Adesão e sistemas adesivos,” *Phillips Materiais Dentários*, pp. 257–274, 2013.
- [33] Ausiello, P., Apicella, A., Davidson, C. L., & Rengo, S., “3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites,” *Journal of Biomechanics*, vol. 34, no. 10, pp. 1269–1277, 2001.
- [34] Sandu, L., Ȃ, F. T., & Porojan, S., “Stress Distribution in Premolars with MOD Cast Metal Restorations,” pp. 356–360, 1989.
- [35] Morimoto, S., Sesma, N., & Gil, C., “Fracture Strength of Teeth Restored with Ceramic Inlays and Overlays,” vol. 20, pp. 143–148, 2009.
- [36] Catarrinho, R., “Estudo de um Pré-molar reconstruído com recurso a Elementos Finitos,” Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, 2016.
- [37] Adina, R., & Ave, E., NALYSIS ADINA System Online Manuals June 2003.
- [38] Yikilgan, I., & Bala, O. (2013), “How can stress be controlled in endodontically treated teeth? A 3D finite element analysis,” *ScientificWorldJournal*, 2013, 2013:426134.
- [39] Jiang, W., Bo, H., YongChun, G., & LongXing, N., “Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: A three-dimensional finite element analysis,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 103, no. 1, pp. 6–12, 2010.

- [40] Ivoclar-Vivadent-AG., Scientific Documentation IPS e.max® Press, p. 7, 2011.
- [41] Oliveira, A., “Estudo de um Dente Pré-molar reconstruído recorrendo a Elementos Finitos,” Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, 2016.
- [42] Watanabe, M., Hattori, Y., & Satoh, C., “Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion,” *International Congress Series*, vol. 1284, pp. 21–27, 2005.
- [43] Zhu, X. K., & Joyce, J. A., “Review of fracture toughness (G, K, J, CTOD, CTOA) testing and standardization,” *Engineering Fracture Mechanics*, vol. 85, pp. 1–46, 2012.
- [44] Chalovich, J. M., & Eisenberg, E., “NIH Public Access. Magn Reson Imaging,” vol. 31, no. 3, pp. 477–479, 2013.
- [45] Calvo, F., Murayama, N., Doczi, R. J., Robira, R. O., & García-López, S., “Comparative study of bond strength of tubes bonded to a resin surface on the buccal aspect of molars using Empress Direct resin and Transbond XT resin: an ex vivo study,” *Revista Mexicana de Ortodoncia*, vol. 5, no. 3, pp. 136–143, 2017.

APÊNDICE A – RESTAURAÇÃO DO DENTE EM *INLAY*

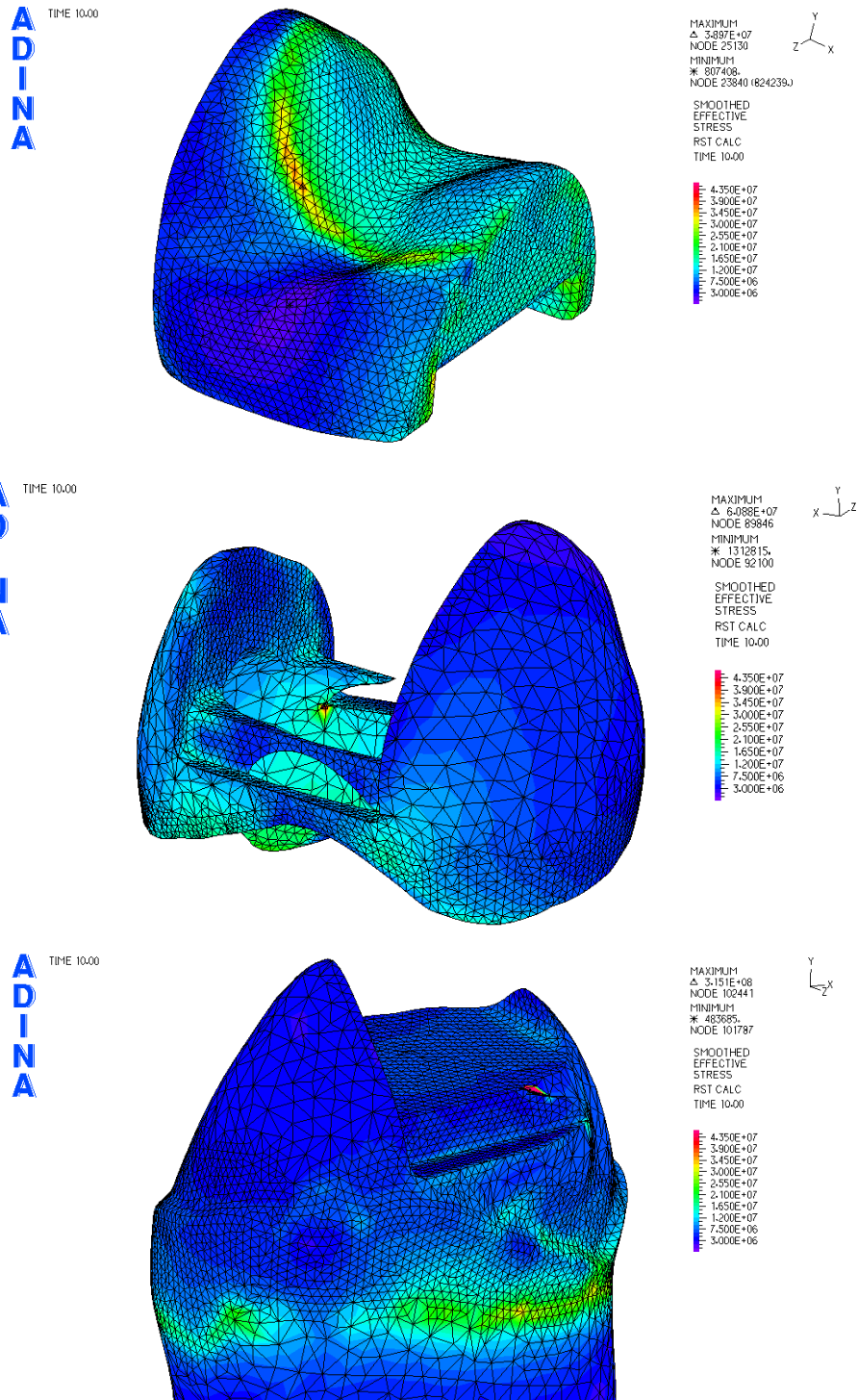


Figura A.1. 4 Nós

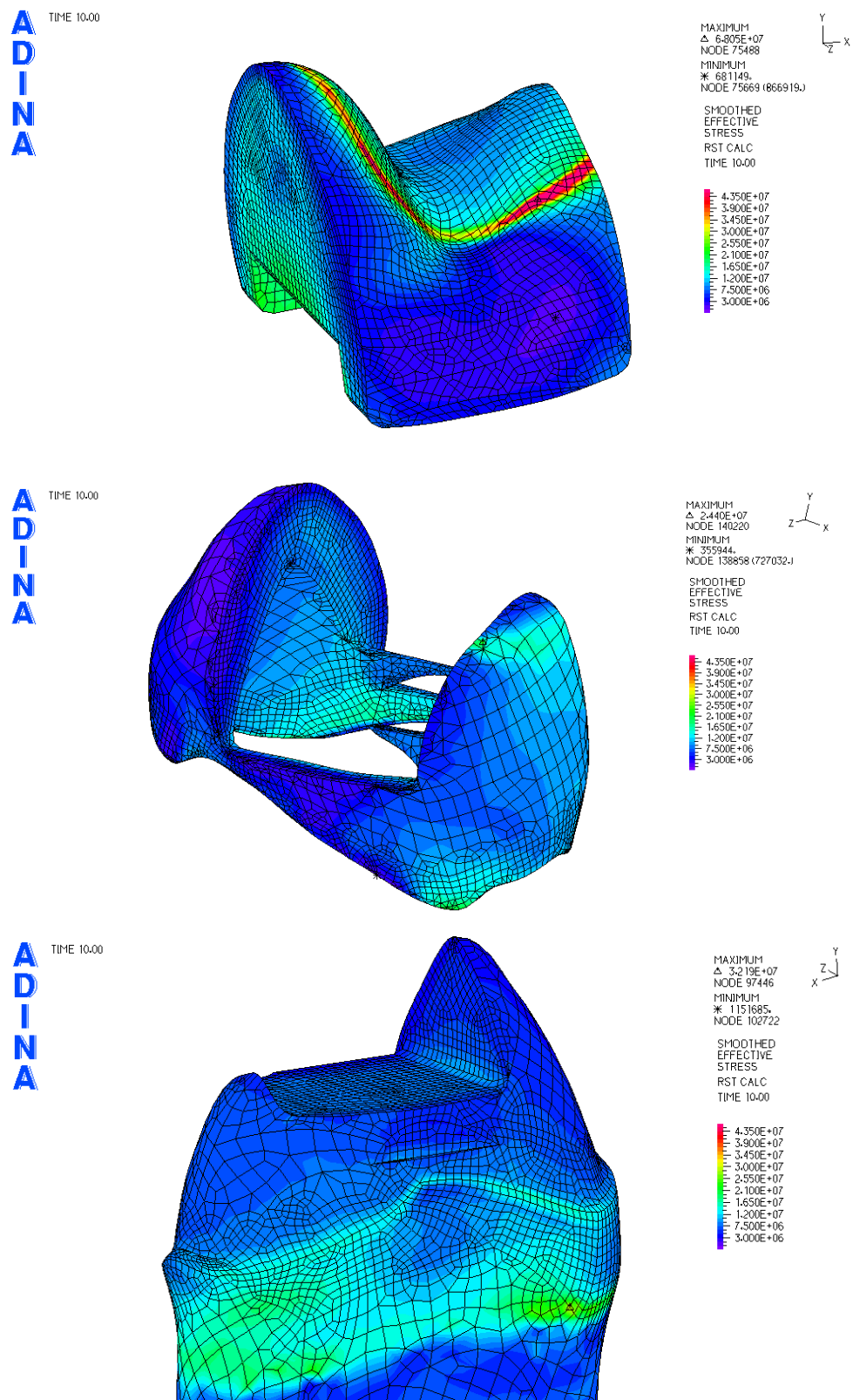


Figura A.2. 8 Nós

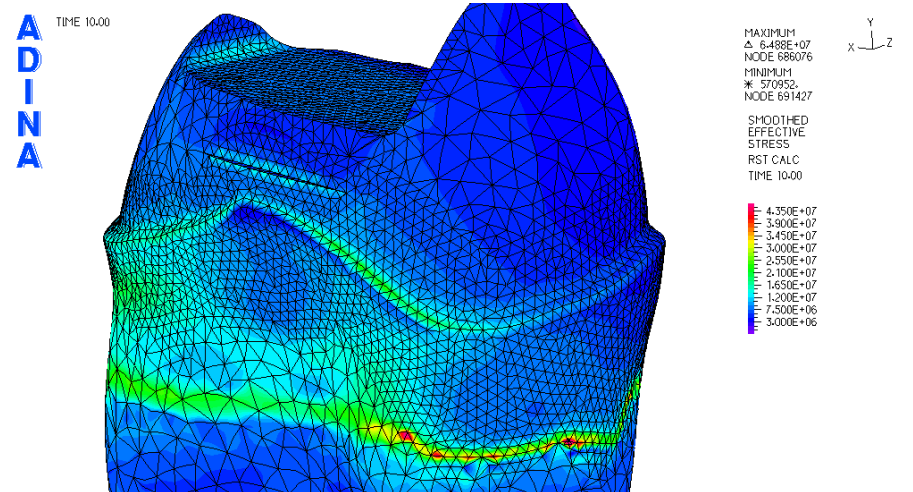
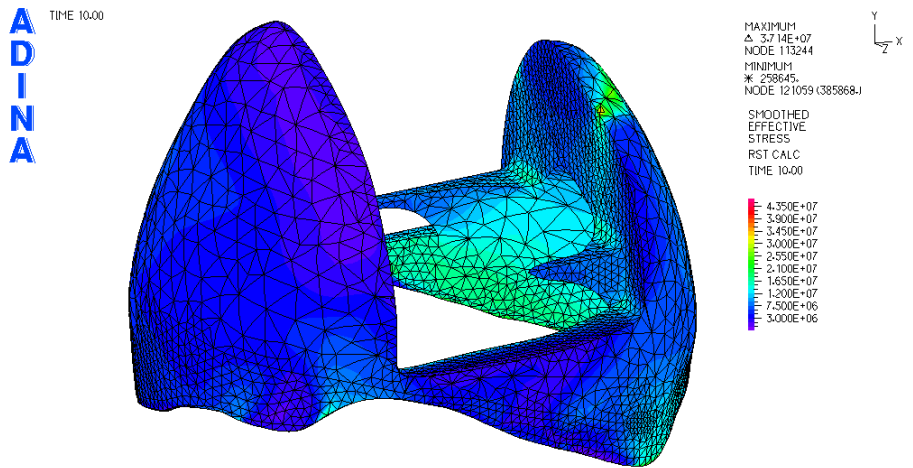
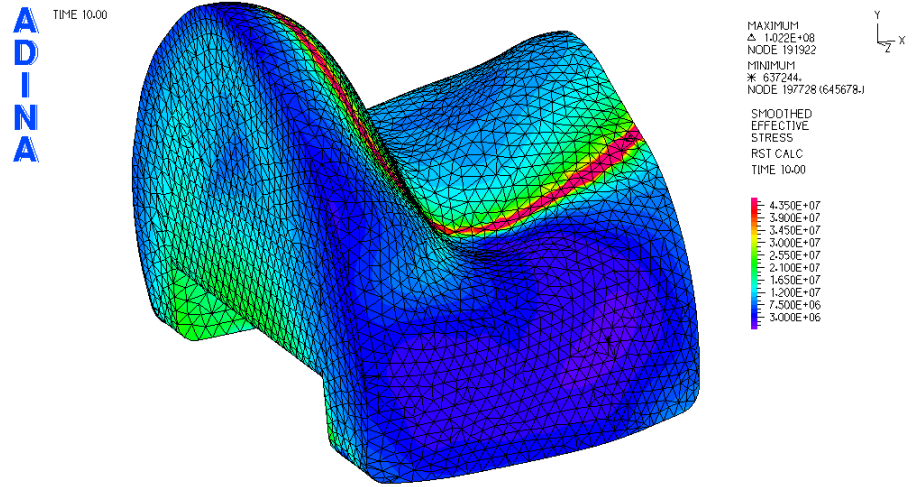


Figura A.3. 10 Nós

APÊNDICE B – RESTAURAÇÃO DO DENTE EM *ONLAY*

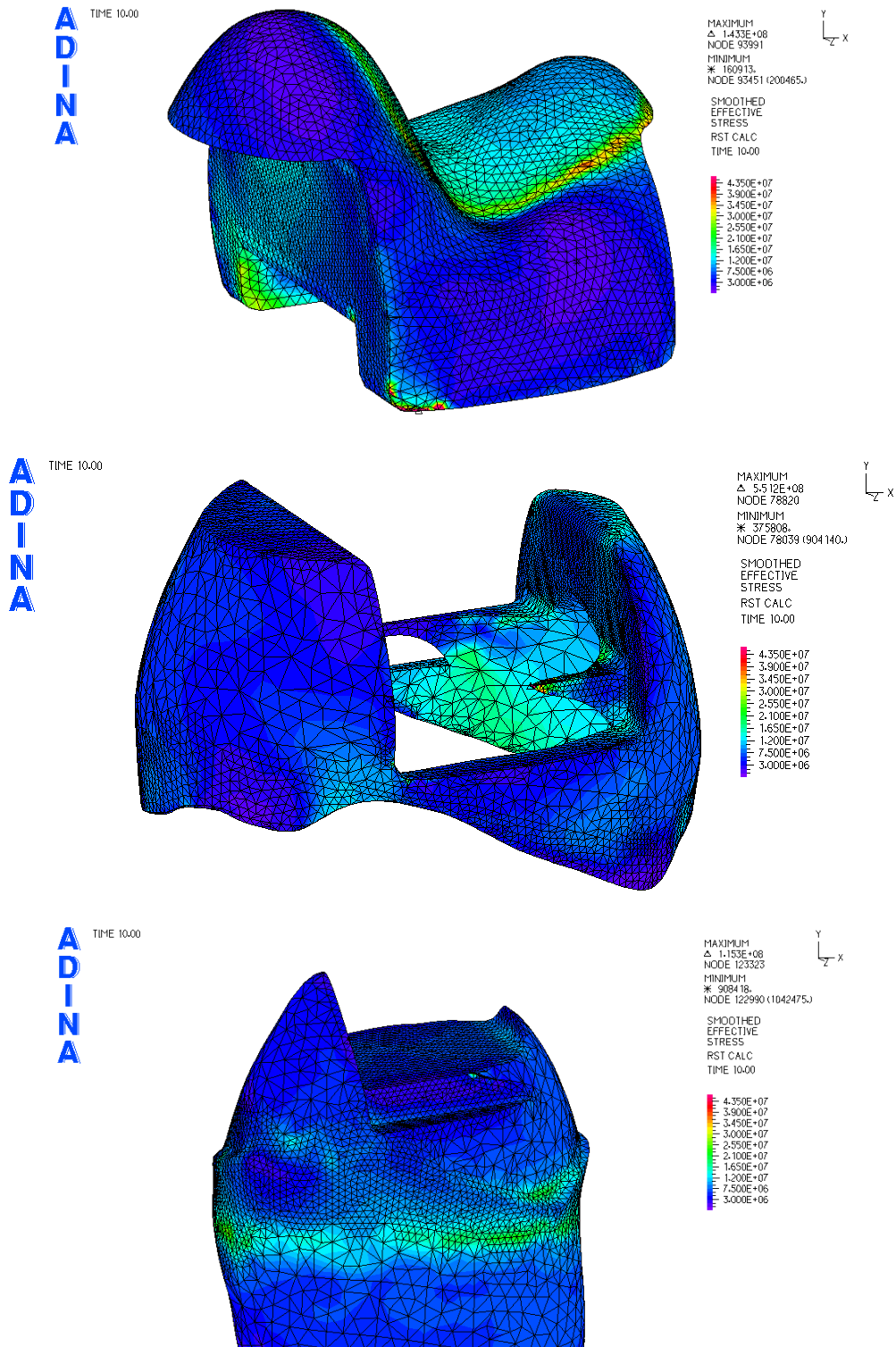


Figura B.1. 4 Nós

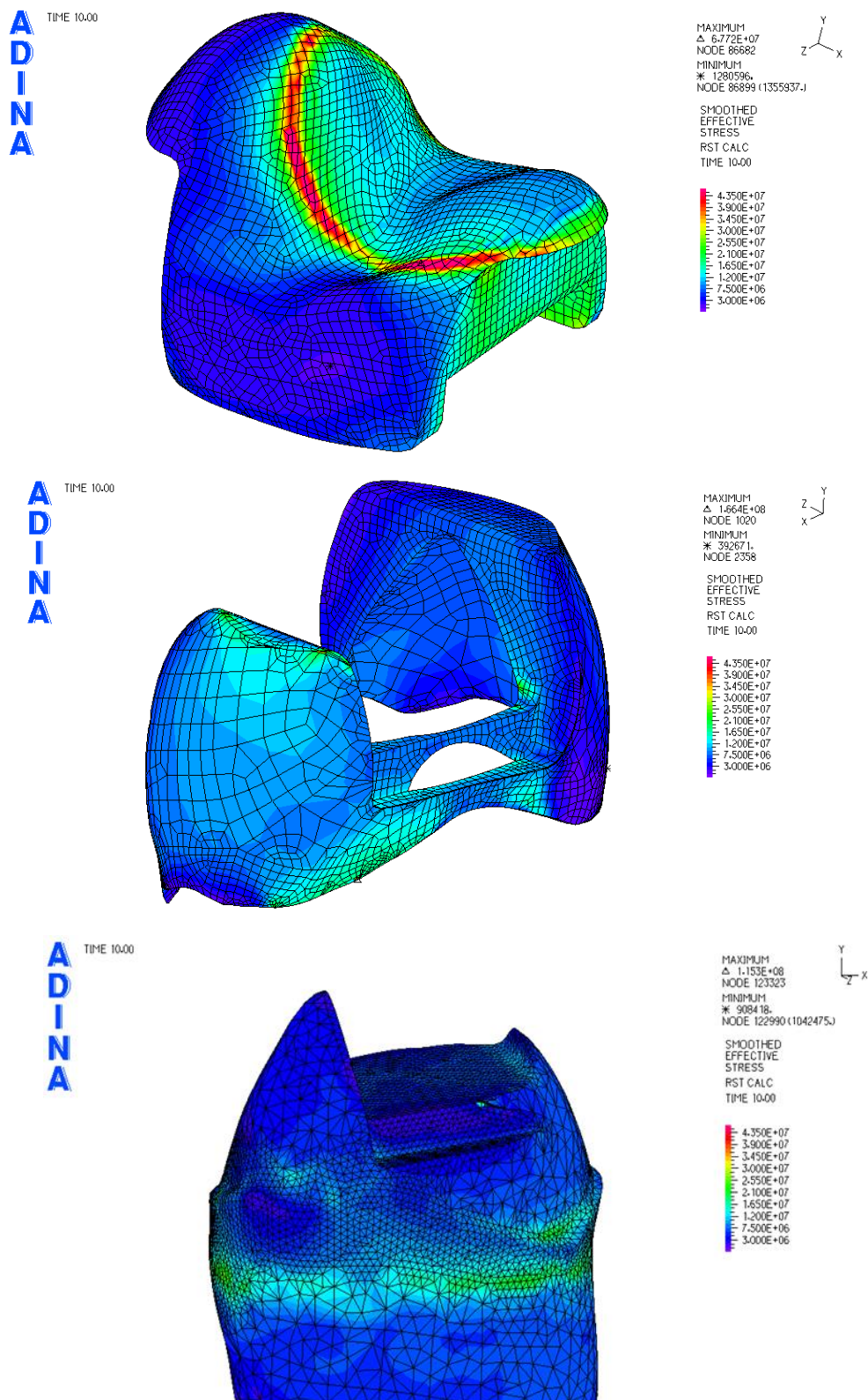


Figura B.2. 8 Nós

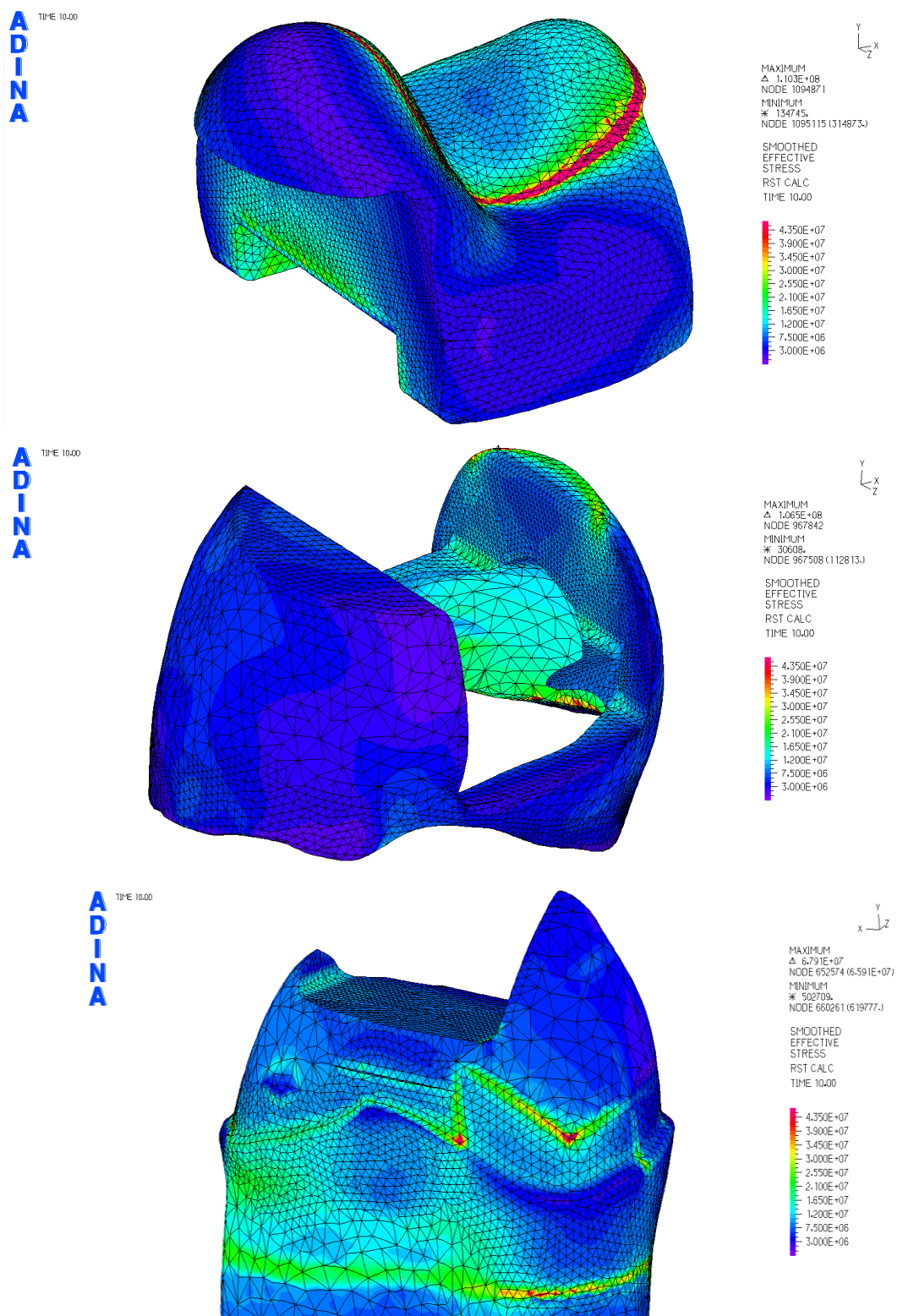


Figura B.3. 10 Nós