

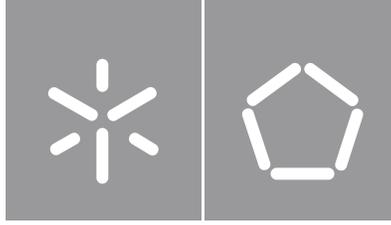


**Universidade do Minho**  
Escola de Engenharia

Gonçalo Miguel Rego Faria

**Dentes naturais versus implantes dentários: estudo comparativo dos campos de estado e do funcionamento biomecânico. Estudo in silico**





**Universidade do Minho**

Escola de Engenharia

Gonçalo Miguel Rego Faria

**Dentes naturais versus implantes dentários:  
estudo comparativo dos campos de estado  
e do funcionamento biomecânico. Estudo in  
silico**

Dissertação de Mestrado

Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Trabalho efetuado sob a orientação do

**Professor Doutor José Luís de Carvalho Martins  
Alves**

## DIREITOS DE AUTOR E CONDIÇÕES DE UTILIZAÇÃO DO TRABALHO POR TERCEIROS

Este é um trabalho académico que pode ser utilizado por terceiros desde que respeitadas as regras e boas práticas internacionalmente aceites, no que concerne aos direitos de autor e direitos conexos.

Assim, o presente trabalho pode ser utilizado nos termos previstos na licença abaixo indicada. Caso o utilizador necessite de permissão para poder fazer um uso do trabalho em condições não previstas no licenciamento indicado, deverá contactar o autor, através do RepositóriUM da Universidade do Minho.



**Atribuição-NãoComercial-SemDerivações**

**CC BY-NC-ND**

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>

## AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço ao meu orientador, o Professor Doutor José Luís de Carvalho Martins Alves pelo acompanhamento, orientação e dedicação que demonstrou ao longo deste projeto. Para além de me ter ensinado imenso, mostrou-se sempre disponível para me incentivar e apoiar à medida que as adversidades iam surgindo. Aprendi imenso com a realização deste trabalho e isso deve-se ao acompanhamento de excelência que tive.

Deixo também uma palavra de agradecimento a todos os meus colegas e docentes da Universidade do Minho e do Departamento de Engenharia Mecânica que de alguma forma me foram ajudando ao longo deste percurso, nem sempre fácil, mas extremamente gratificante agora que termina.

Neste sentido, não podia deixar de mencionar os meus amigos e colegas de curso mais próximos, Matos, Rocha, Lopes, Paulo e Freitas por todos os momentos vividos ao longo do curso e por terem tornado estes anos memoráveis.

Agradeço à minha família por todo o apoio e pela confiança permanente em mim e nas minhas capacidades. O seu contributo foi determinante para a conclusão desta etapa.

Aos meus amigos de Famalicão e de Ofir, aqueles que desde sempre estiveram lá e continuarão a estar, os meus sinceros agradecimentos.

Por fim, uma palavra para a Catx, por todo o afeto, carinho, apoio e motivação que me proporciona, por ser o meu porto seguro e a pessoa que mais me faz crescer e mais me incentiva a tornar-me melhor e a enfrentar os desafios que surgem.

A todos, muito obrigado!

## **DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE**

Declaro ter atuado com integridade na elaboração do presente trabalho acadêmico e confirmo que não recorri à prática de plágio nem a qualquer forma de utilização indevida ou falsificação de informações ou resultados em nenhuma das etapas conducente à sua elaboração.

Mais declaro que conheço e que respeitei o Código de Conduta Ética da Universidade do Minho.

## RESUMO

A doença periodontal grave é a 11ª doença mais prevalente no ser humano. Em casos extremos, esta pode levar à perda dentária, com consequências nefastas do ponto de vista físico e psíquico do indivíduo. Para dar resposta a este problema, os implantes dentários têm-se afirmado como a solução mais relevante no mercado. Apesar de os implantes dentários apresentarem uma elevada taxa de sucesso, verifica-se que, em alguns casos, o processo de osseointegração falha, levando no limite à sua rejeição e perda.

Neste sentido, é relevante verificar, do ponto de vista mecânico, as possíveis diferenças entre os campos de tensão e de deformação para um dente natural e o implante dentário de substituição. A análise pelo método dos elementos finitos é a melhor forma de efetuar este estudo comparativo. Assim sendo, este trabalho começa por se centrar na análise da anatomia e histologia dentária, caracterizando os tecidos envolventes ao sistema dentário. Seguidamente aborda-se sumamente o mercado de implantes dentários, os principais tipos de implantes e as falhas que potencialmente ocorrem nos mesmos.

Posteriormente, realizou-se um enquadramento da teoria da mecânica dos meios contínuos, uma vez que estes conceitos serão fundamentais para a correta análise da simulação numérica. Uma vez que se utiliza o método de elementos finitos (MEF) na simulação computacional, estudou-se este método, realizando-se posteriormente as várias etapas do mesmo, desde a conceção do modelo numérico dos modelos CAD gerados até à sua análise no software *ANSYS Workbench*.

Analisando os resultados obtidos, percebe-se que o ligamento periodontal assume uma influência determinante nas diferenças observadas nos campos de tensão e de deformação do dente e implante, bem como do ponto de vista da sua biomecânica. Enquanto o osso cortical adjacente ao implante possui um estado de tensões sobretudo compressivo, mesmo tecido ósseo no dente natural caracteriza-se por uma maior predominância de tensões de tração. Por sua vez, a mobilidade do dente natural é significativamente superior à de um implante dentário.

## PALAVRAS-CHAVE

Dente natural, Implante dentário, MEF, campos de estado, in silico

## **ABSTRACT**

Severe periodontal disease is the 11th most prevalent disease in humans. In extreme cases, it can lead to tooth loss, with dire physical and psychological consequences for the individual. In response to this problem, dental implants have emerged as the most relevant solution on the market. Although dental implants have a high success rate, in some cases the osseointegration process fails, leading ultimately to rejection and loss.

In this context, it is relevant to verify the differences between the stress and strain fields for a natural tooth and the replacement dental implant. Finite element method analysis is the best way to perform this comparative study. Therefore, this work begins by focusing on the analysis of dental anatomy and histology, characterizing the tissues surrounding the dental system. Next, we briefly discuss the dental implant market, the main types of implants and the failures that can potentially occur in them.

Then, a background on the theory of continuum mechanics was performed since these concepts will be fundamental for the correct analysis of the numerical simulation. Since the finite element analysis (FEA) is used in computational simulation, this method was studied, and then the various steps of this method were performed, from the design of the numerical model of the generated CAD models to its analysis in ANSYS Workbench software.

An analysis of the results shows that the periodontal ligament has a decisive influence on the differences observed in the stress and strain fields of the tooth and implant, as well as in their biomechanics. While the cortical bone adjacent to the implant has a mainly compressive stress state, the same bone tissue in the natural tooth is characterized by a greater predominance of tensile stresses. In addition, the mobility of the natural tooth is significantly higher than the mobility of a dental implant.

## **KEYWORDS**

Natural tooth, Dental implant, FEA, state fields, in silico

## ÍNDICE

Agradecimentos .....	iii
Resumo.....	v
Abstract .....	vi
Índice .....	vii
Índice de Figuras.....	ix
Índice de Tabelas.....	xii
Lista de Abreviaturas, Siglas e Acrónimos.....	xiii
1. Introdução .....	1
1.1 Motivação .....	1
1.2 Objetivos.....	2
1.3 Estrutura da dissertação.....	3
2. Anatomia, Fisiologia e Morfologia Dentária .....	5
2.1 Anatomia do Dente.....	5
2.2 Constituição do Dente .....	8
2.3 Constituição do Periodonto.....	13
2.4 Histologia do Osso Humano .....	16
2.5 Mastigação e Oclusão no Indivíduo Adulto .....	20
3. Implantes Dentários .....	22
3.1 Caracterização Histórica e Socioeconómica.....	22
3.2 Comparação de Implantes Dentários com Próteses Dentárias Removíveis .....	24
3.3 Caracterização de Implantes Dentários.....	24
3.4 Osseointegração .....	27
3.5 Caracterização das Falhas em Implantes.....	28
4. Mecânica dos Meios Contínuos .....	30
4.1 Noção de Corpo Contínuo .....	30
4.2 Conceito de Deformação .....	31
4.3 Conceito de Tensão .....	32
4.4 Materiais Hiperelásticos .....	35
4.5 Triaxialidade e Parâmetro de Lode.....	38

5. Modelo Numérico .....	40
5.1 Método de Elementos Finitos .....	40
5.2 Modelos CAD .....	43
5.3 Biomecânica.....	46
5.4 Pré-tensão das fibras do ligamento.....	52
5.5 Estudo de Malha .....	53
5.6 Condições de Fronteira e Contactos.....	54
6. Discussão e Análise dos resultados .....	56
6.1 Validação do Modelo Numérico para o Ligamento Periodontal.....	56
6.2 Tensões e Deformações no Osso Cortical Adjacente ao Dente Natural .....	64
6.3 Tensões e Deformações no Implante Dentário .....	70
6.4 Comparação das Tensões e Deformações no Tecido Ósseo .....	73
6.5 Deslocamento no Dente e Implante Dentário .....	77
7. Conclusões e Trabalhos Futuros.....	80
7.1 Conclusões .....	80
7.2 Trabalhos Futuros .....	81
8. Bibliografia.....	83
ANEXO 1 – Implante Neodent Titamax® Ti .....	86

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Dente e periodonto [29] .....	5
Figura 2 - Tipos de dentes no ser humano adulto [8] .....	6
Figura 3 - Dentição humana permanente no adulto. Adaptado de [27] .....	7
Figura 4 – Nomenclatura para as superfícies e orientação do dente. Adaptado de [10] .....	8
Figura 5 - Constituintes do sistema dentário. Adaptado de [39] .....	8
Figura 6 - Microscopia de um dente aquando da formação do esmalte e da dentina. Adaptado de [10] .....	9
Figura 7 - Etapas da formação do esmalte desde a formação da sua matriz até à sua maturação. Adaptado de [10] .....	10
Figura 8 - Histologia do esmalte. Adaptado de [10] .....	10
Figura 9 - Histologia da Dentina. Adaptado de [10] .....	12
Figura 10 - Microestrutura da polpa (A) e Radiografia da polpa (B) .....	13
Figura 11 - Legenda do Periodonto. Adaptado de [10] .....	13
Figura 12 - Secção transversal da mandíbula com os dentes permanentes removidos. Adaptado de [10] .....	15
Figura 13 - Imagem microscópica do ligamento periodontal (PDL) e os seus respetivos tecidos adjacentes, osso alveolar (ABP) e cimento (C) [10] .....	15
Figura 14 - Tipos de células ósseas. Adaptado de [4] .....	17
Figura 15 - Representação celular da matriz óssea, do endóstio e do perióstio [34] .....	18
Figura 16 - Histologia de um Tecido Ósseo Compacto. Adaptado de [10] .....	19
Figura 17 - Tipos de qualidade óssea. Adaptado de [15] .....	19
Figura 18 - Previsão de crescimento de vendas de implantes dentários e próteses dentárias entre 2005 e 2040 nos EUA. Adaptado de [1] .....	23
Figura 19 - Vendas e Perspetiva de Vendas de Implantes Dentários consoante o Material [7] .....	25
Figura 20 - Comparação entre um implante dentário e um dente natural. Adaptado de [1] ..	26
Figura 21 - Implante Dentário do tipo cónico “ConeMorse” da marca Neodent [36] .....	27
Figura 22 - Corpo Contínuo da configuração referência até à configuração deformada. Adaptado de [16] .....	31

Figura 23 - Decomposição dos componentes da tensão em coordenadas cartesianas [16]...	33
Figura 24 - Deformação de um material para $t=1$ e influência do parâmetro de Lode na deformação. Adaptado de [23] .....	39
Figura 25 - Representação esquemática da metodologia de análise através do MEF. Adaptado de [35] .....	42
Figura 26 - Modelo CAD gerado no software Autodesk Inventor Professional relativo ao Dente Natural.....	44
Figura 27 - Rosca de titânio Titamax Ti da marca Neodent 4x11 mm escolhida [20].....	45
Figura 28 - Modelo CAD gerado no software Autodesk Inventor Professional relativo ao Implante Dentário .....	46
Figura 29 - Modelo Matemático para representar o comportamento do Ligamento Periodontal .....	51
Figura 30 - Contactos gerados entre os materiais do Dente Natural no ANSYS Workbench ..	54
Figura 31 - Contactos gerados entre os materiais do Implante Dentário no ANSYS Workbench .....	54
Figura 32 - Restrições e Carregamento no Dente Natural .....	55
Figura 33 - Restrições e Carregamento no Implante Dentário .....	55
Figura 34 - Tensão Volumétrica Média no Ligamento Periodontal após o carregamento de 100 N .....	59
Figura 35 – Tensão Volumétrica Média no Ligamento Periodontal Isotrópico após a aplicação do carregamento de 100 N .....	60
Figura 36 - Tensão Volumétrica Média no Ligamento Periodontal com um Modelo Anisotrópico e um parâmetro de compressibilidade $d=1$ após o carregamento de 100 N.....	62
Figura 37 - Tensão Normal à direção das Fibras no Osso Cortical do Dente Natural após aplicação do carregamento de 100 N .....	65
Figura 38 - Regiões do osso cortical onde a tensão normal XX é superior a 0 .....	66
Figura 39 - Tensão Volumétrica Média no Osso Cortical do Dente Natural após a aplicação de um carregamento de 100 N .....	67
Figura 40 - Regiões de contorno colorido no Osso Cortical Adjacente ao Ligamento Periodontal onde a Tensão Volumétrica Média é superior a 0 .....	68
Figura 41 - Deformação Principal Máxima no Osso Cortical Adjacente ao Ligamento Periodontal.....	69

Figura 42 - Deformação Principal Mínima no Osso Cortical Adjacente ao Ligamento Periodontal .....	70
Figura 43 - Tensão Volumétrica Média no Osso Cortical adjacente ao Implante Dentário após o carregamento de 100 N .....	71
Figura 44 - Região do Osso Cortical adjacente à rosca do Implante Dentário onde a Tensão Volumétrica Média é maior que 0 .....	71
Figura 45 - Deformação Principal Máxima na Região do Osso Cortical adjacente à rosca do Implante Dentário .....	72
Figura 46 - Deformação Principal Mínima na Região do Osso Cortical adjacente à rosca do Implante Dentário .....	73
Figura 47 - Localização das três Probes no Osso Cortical Adjacente ao Dente Natural .....	74
Figura 48 - Localização das Probes no Osso Cortical Adjacente ao Implante Dentário.....	75
Figura 49 - Deslocamento sofrido no Dente após aplicação do carregamento de 100 N .....	78
Figura 50 - Deslocamento sofrido no Implante Dentário após aplicação do carregamento de 100 N .....	78
Figura 51 - Características da gama de Implantes Titamax® Ti da marca Neodent [21] .....	86

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Dimensões de um Dente incisivo Superior, em milímetros [3].....	43
Tabela 2 - Propriedades Mecânicas Lineares dos Tecidos e Estruturas do sistema Osso-Implante e Osso-Dente [33] .....	47
Tabela 3 - Parâmetros do Modelo Matemático para as Fibras do Ligamento Periodontal, em Megapascal (MPa).....	50
Tabela 4 – Valor Médio da Tensão Normal após aplicação da contração térmica no Ligamento Periodontal.....	53
Tabela 5 - Propriedades da Malha gerada para os modelos do Dente Natural e Implante Dentário.....	54
Tabela 6 – Número de Nós e Elementos em cada modelo CAD .....	54
Tabela 7 – Valores Médios da Tensão Normal (MPa) após aplicação de diferentes valores de pré-tensão no Ligamento .....	58
Tabela 8 – Valores médios da Tensão Normal na região do Ligamento Periodontal após a aplicação do carregamento de 100 N .....	60
Tabela 9 - Diferenças apresentadas no valor médio das Componentes da Tensão Normal entre o Modelo Anisotrópico e Isotrópico após o carregamento de 100 N.....	61
Tabela 10 - Diferenças apresentadas no valor médio das Componentes da Tensão Normal na variação do parâmetro $d=100$ e $d=1$ após o carregamento de 100 N.....	63
Tabela 11 - Variação do valor médio da Tensão Volumétrica Média com a alteração do parâmetro de compressibilidade após o carregamento de 100 N .....	63
Tabela 12 - Variação do valor médio da Tensão Volumétrica Média no Ligamento Periodontal pré-tensionado com 0,20 MPa nas fibras, antes e depois da aplicação da carga de 100 N....	64
Tabela 13 - Estado de Tensão nas três Probes colocadas no osso cortical adjacente ao implante dentário.....	76
Tabela 14 - Estado de Tensão nas três Probes colocados no osso cortical adjacente ao ligamento periodontal.....	77

## **LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÓNIMOS**

PDL – Ligamento Periodontal

CEJ – Junção Esmalte-Cemento

3D – Tridimensional

2D – Bidimensional

CAD – Desenho Assistido por Computador

MEF – Método de Elementos Finitos

## 1. INTRODUÇÃO

Este capítulo tem como principal foco o enquadramento e definição dos objetivos do projeto de dissertação de mestrado relativo ao final do ciclo de estudos do Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica.

### 1.1 Motivação

A OMS define saúde oral como “Um estado livre de dores crônicas na boca e no rosto, de cancro oral e de garganta, de infecções e feridas orais, de doença periodontal de cárie dentária, de perda dentária e outras doenças e distúrbios que limitam a capacidade de um indivíduo morder, mastigar, sorrir, falar e bem-estar psicossocial” [31].

A saúde oral está então relacionada com o estado de saúde geral do organismo. Uma boa saúde oral favorece a mastigação, a digestão, a fala e contribui para a ausência de dor e de desconforto [25]. Por outro lado, a saúde oral tem um elevado impacto na socialização interpessoal. A doença oral pode ter um impacto negativo na vida social do indivíduo.

A saúde oral está diretamente relacionada com a saúde dos dentes. Estes possuem funções tácteis, mastigatórias, fonéticas, estéticas, de transporte e de defesa. Dada a complexidade e diversidade de funções que a estrutura dentária apresenta, é bem visível a importância que esta adquire no dia-a-dia do ser humano.

Segundo a OMS, a doença periodontal grave que pode resultar em perda dentária, foi estimada como sendo a 11ª doença mais prevalente no mundo. Este problema pode advir de fatores genéticos ou ambientais (tabagismo ou poucos cuidados na higiene oral), que resultam em cáries e que, em última instância, podem provocar a perda do dente. A importância que o ser humano dá ao sorriso é inerente à saúde oral, que fica então comprometida na ausência ou deficiência de um ou mais dentes, tendo um impacto severo na saúde física do indivíduo.

A nível fisiológico, a ausência de dentes perturba a eficiência da mastigação, provocando maior esforço na deglutição dos alimentos. Esta tem também um impacto severo na saúde mental do ser humano. A importância do fator estético é cada vez mais assinalável na sociedade atual, provocando défice de autoestima e problemas emocionais. De modo a dar resposta a este problema, os implantes têm sido encarados como a melhor solução para a

ausência dentária. Além das suas propriedades biocompatíveis, que facilitam a sua integração no osso, estes garantem uma funcionalidade e estética semelhante a um dente natural [2].

Contudo, até que ponto um implante dentário é capaz de reproduzir com precisão o comportamento biomecânico de um dente natural? Para a medicina dentária, a resposta a esta questão é da mais elementar importância e permitirá, no futuro, compreender com mais detalhe as diferenças na resposta biomecânica que se verifica entre um dente natural e um implante dentário. Uma das estruturas mais importantes do sistema dentário humano é o ligamento periodontal. Este é responsável pela absorção e redistribuição das tensões que advêm do carregamento sobre os dentes, sendo estas transmitidas ao maxilar ósseo e restantes tecidos adjacentes. Este ligamento atua como um amortecedor natural das tensões que atuam aquando da mastigação. O seu estudo é fulcral para compreender o comportamento biomecânico e os campos de tensão e deformação gerados em dentes naturais.

## **1.2 Objetivos**

Com a evolução tecnológica, foram sendo desenvolvidas mais ferramentas e métodos que permitem auxiliar o estudo biomecânico das diversos componentes do sistema dentário e que se revelam fundamentais para obter informação sobre o mesmo, desde o tempo de vida útil, tensões exercidas em diversos pontos, entre outros. A dificuldade em realizar ensaios experimentais e medições diretas na área da biomecânica e, mais concretamente, da odontologia – especialidade que se dedica ao estudo, prevenção e tratamento de doenças dentárias e da cavidade bucal – faz emergir ainda mais a importância de construir modelos matemáticos que possam ser usados nas áreas da mecânica computacional. Assim, a simulação numérica assume um contributo fundamental na área da odontologia.

A implantologia dentária tem evoluído bastante nos últimos anos, existindo na atualidade uma grande variedade de soluções para a substituição de dentes em falta, adaptada a cada doente, permitindo readquirir a autoconfiança e melhorar a qualidade de vida [28].

O uso do método de elementos finitos permite determinar o estado de tensão e deformação às quais estão sujeitas as estruturas biológicas. Diversos estudos utilizando análise numérica assumem o ligamento periodontal como um tecido isotrópico,

incompressível e linear elástico [39]. Dada a relevância da correta modelação deste componente na análise biomecânica do dente natural, a sua incorreta modelação pode levar a resultados pouco fiáveis. Assim sendo, até que ponto estes estudos são capazes de definir com precisão o comportamento biomecânico dos implantes? Qual o estado de tensão gerado num implante dentário? Está este sujeito aos mesmos campos de tensão e deformação que um dente natural? Quais as razões para um implante dentário falhar?

No âmbito do estudo que se pretende desenvolver, a simulação numérica é de extrema relevância pois permitirá dar resposta às questões colocadas anteriormente.

### **1.3 Estrutura da dissertação**

De modo a abordar com profundidade suficiente esta temática que se pretende estudar, este relatório foi subdividido em vários capítulos.

O capítulo 1 introduz a temática que se pretende estudar e os respetivos objetivos e etapas do estudo.

O capítulo 2 centrar-se-á no levantamento bibliográfico de estudos relativos à anatomia do sistema dentário humano. A anatomia e histologia óssea, a sua estrutura e propriedades mecânicas serão alvo de estudo.

O capítulo 3 irá focar-se na caracterização e na evolução socioeconómica na área da implantologia oral, nos diversos tipos de implantes existentes, bem como o processo de osseointegração e as principais razões para a falha de um implante dentário.

No capítulo 4 será feita uma introdução teórica à mecânica dos meios contínuos e ao conceito de hiperelasticidade, bem como aos tensores de tensão e deformação e respetivos invariantes, uma vez que a sua compreensão teórica será fundamental para a interpretação dos resultados e posterior desenho das principais conclusões deste estudo.

O capítulo 5 servirá para um enquadramento teórico do método de elementos finitos e exposição do modelo numérico criado para o dente e implante dentário. Por fim, será feita a sua implementação no *software ANSYS Workbench*.

Após obtidos os resultados da simulação numérica, estes irão ser alvo de discussão e análise no capítulo 6.

Por fim, no capítulo 7 serão discutidas as conclusões obtidas deste estudo, e serão expostos possíveis trabalhos futuros na área da simulação numérica.



## 2. ANATOMIA, FISILOGIA E MORFOLOGIA DENTÁRIA

### 2.1 Anatomia do Dente

A anatomia dentária é o ramo da anatomia humana que estuda o órgão dentário e as suas estruturas adjacentes.

Podemos dividir a anatomia dentária em duas partes: o dente e o periodonto. A figura 1 evidencia estas duas partes.



Figura 1 - Dente e periodonto [29]

#### 2.1.1 Caracterização da Dentição Humana

Os dentes são órgãos calcificados implantados em alvéolos e protegidos pela gengiva. Estas estruturas têm como função cortar e triturar os alimentos para posterior ingestão dos mesmos em partículas de dimensão reduzida. Possuem também uma função estética e fonética.

O desenvolvimento dentário é um processo complexo, pelo qual os dentes se formam a partir de células embrionárias, crescem e irrompem na cavidade oral. Há dois tipos de dentição que um indivíduo apresenta ao longo da sua vida.

A primeira delas é a **decídua**, que começa a formar-se entre a sexta e oitava semana do período de desenvolvimento embrionário. Os dentes formados através da primeira dentição são chamados normalmente por “dentes de leite”. Esta dentição possui um total de 20 dentes, sendo 4 incisivos, 2 caninos e 4 molares em cada arcada, superior e inferior. A arcada superior pode ser também apelidada de mandibular e a inferior de maxilar. Esta dentição provisória começa a cair com o passar dos anos, dando lugar à dentição permanente [13].

Em cada uma das arcadas, existem dentes incisivos, caninos, pré-molares e molares.

- **Incisivos:** São os dentes da frente, cuja função consiste em cortar os alimentos. A boca de um adulto possui oito incisivos, quatro superiores e quatro inferiores.
- **Caninos:** Possuem pontas agudas que servem para rasgar os alimentos, sendo uma característica própria dos animais carnívoros. Um adulto possui quatro caninos na arcada dentária.
- **Pré-molares:** Têm a particularidade de ter duas pontas que ajudam a esmagar os alimentos. Cada adulto possui oito pré-molares na boca.
- **Molares:** Apresentam uma superfície com várias pontas que servem para triturar os alimentos. Um ser humano adulto possui 12 molares.

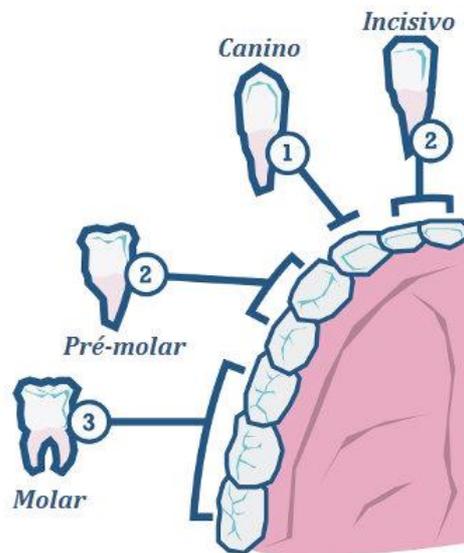


Figura 2 - Tipos de dentes no ser humano adulto [8]

A dentição permanente é composta por 32 dentes, 16 em cada arcada.

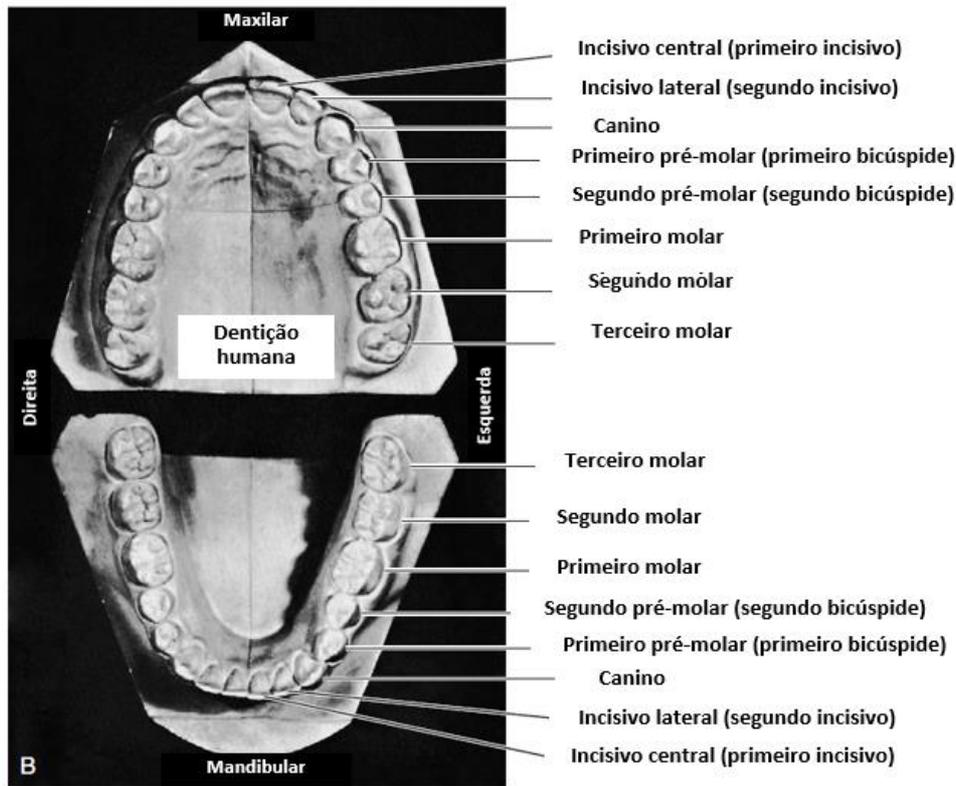


Figura 3 - Dentição humana permanente no adulto. Adaptado de [27]

Importa também perceber alguns termos importantes relativos às diversas nomenclaturas de cada superfície dentária. Cada dente tem cinco superfícies: facial, lingual, mastigatória, medial e distal, podendo então ser comparado o dente a uma caixa com vários lados ou superfícies [10].

As superfícies do dente são identificadas pela relação de orientação a outras estruturas orofaciais. A superfície do dente que se encontra mais próxima da face é denominada facial. Por sua vez, a superfície dentária mais próxima dos lábios é denominada labial. A superfície do dente mais próxima da língua é denominada lingual. Já a superfície mastigatória corresponde à superfície de mastigação localizada na região mais superior da coroa dentária. Para os dentes anteriores, esta é apelidada de superfície incisal, e para os dentes superiores, denomina-se superfície oclusal.

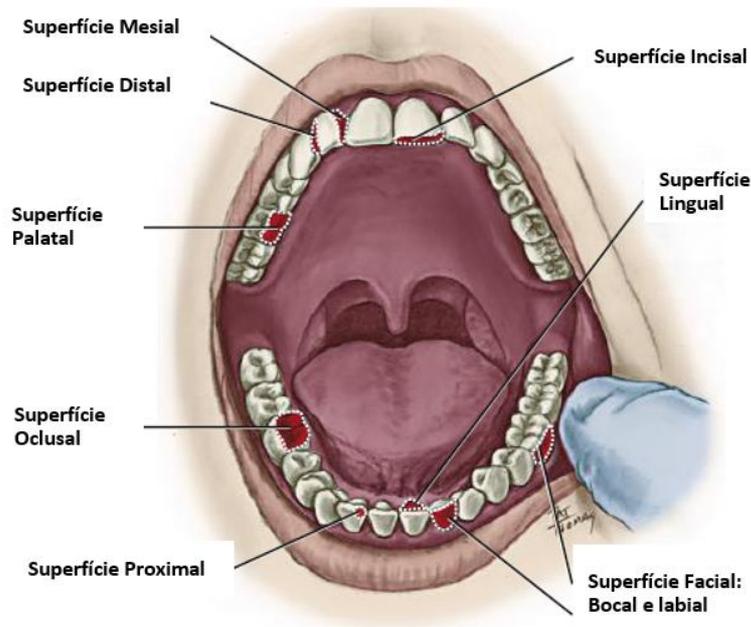


Figura 4 – Nomenclatura para as superfícies e orientação do dente. Adaptado de [10]

## 2.2 Constituição do Dente

O dente é composto por três estruturas principais: o esmalte, a polpa e a dentina. Estas possuem diversas estruturas adjacentes, como a gengiva, o ligamento periodontal (PDL), o nervo, cimento, vasos sanguíneos e osso alveolar, como se pode ver na figura 5.

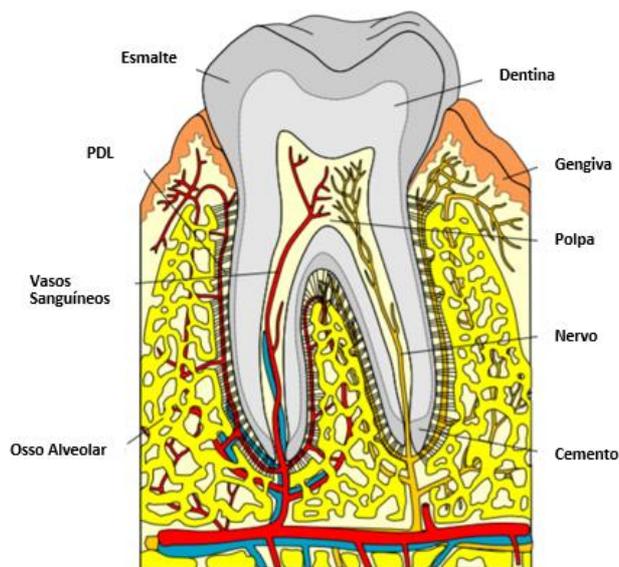


Figura 5 - Constituintes do sistema dentário. Adaptado de [39]

### 2.2.1 Esmalte dentário

O esmalte dentário é um material cristalino, sendo considerado a estrutura mineralizada mais dura do corpo. No seu estado mais desenvolvido, verifica-se a ausência quase total de matriz macia. A composição do esmalte varia entre 96% de material inorgânico ou mineral, 1% de matéria orgânica e 3% de água [10].

A sua formação ocorre graças à amelogénese, durante o desenvolvimento dentário. A matriz do esmalte é produzida devido aos ameloblastos – células capazes de diferenciar durante a aposição na região da coroa dentária, não sendo diferenciados na região da raiz - durante a fase de segregação. A figura 6 demonstra a microscopia de um dente aquando da formação do esmalte e da dentina.

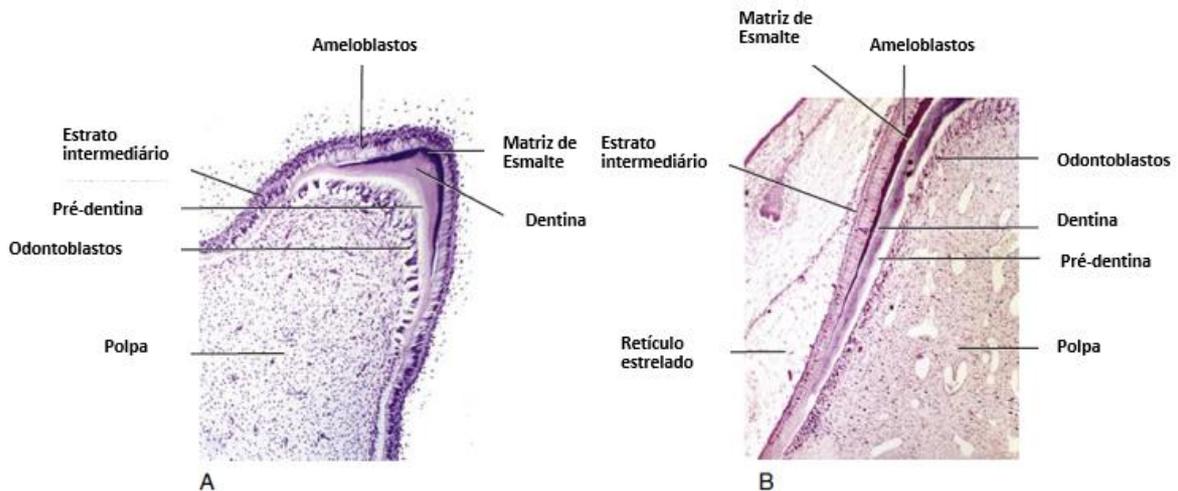


Figura 6 - Microscopia de um dente aquando da formação do esmalte e da dentina. Adaptado de [10]

Após a sua formação, ocorre a maturação do esmalte, onde este completa a sua mineralização (96% após a fase de aposição, onde apenas possui 30% de mineralização). Durante a fase de maturação, os ameloblastos deslocam-se para transportar materiais para a posterior mineralização.

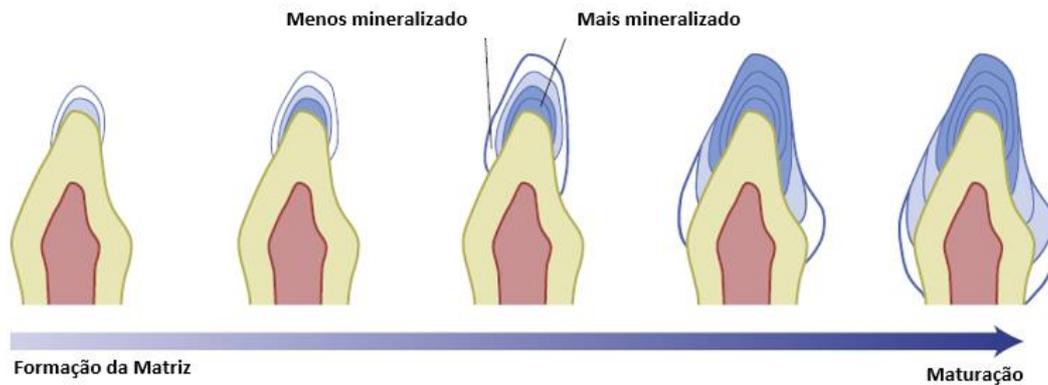


Figura 7 - Etapas da formação do esmalte desde a formação da sua matriz até à sua maturação. Adaptado de [10]

De salientar que o esmalte não é um tecido renovável, pois não existe forma de recuperar os ameloblastos perdidos durante a sua formação. Relativamente às suas propriedades histológicas, o esmalte é composto por uma unidade cristalina denominada de prisma de esmalte ou haste de esmalte. O esmalte é assim constituído por milhões de prismas de esmalte, como é possível verificar pela figura 8.

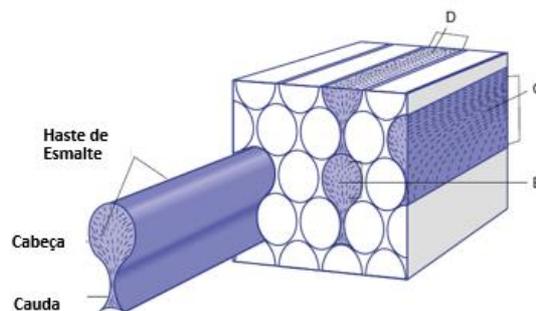


Figura 8 - Histologia do esmalte. Adaptado de [10]

Esta estrutura é a única parte do dente que é visível, uma vez que cobre a coroa dentária. Este garante uma superfície dura para a mastigação dos alimentos e é capaz de suportar cargas entre 10 e 14 kg de pressão por cada dente. A espessura do esmalte varia consoante o tipo de dente (0 a 2 mm nos incisivos, 0 a 2,6 mm nos molares) e é responsável pela estética dentária, promovendo a brancura do sorriso.

A nível dentário, o principal problema a nível do esmalte é o desgaste que se verifica ao longo dos anos de vida de um indivíduo adulto. O desgaste das superfícies mastigatórias aumenta com o envelhecimento, podendo resultar em perda de esmalte no dente. A perda de esmalte pode também verificar-se devido à fricção causada pela excessiva escovagem dentária, sendo neste caso, considerado um desgaste por abrasão. Por outro lado, o desgaste

por erosão também pode ocorrer, principalmente em indivíduos com patologias como bulimia, que fazem estes vomitar, fazendo com que o fluxo gástrico desgaste esta estrutura. Por último, as cáries são diretamente responsáveis pela perda de esmalte, uma vez que desmineralizam esta estrutura, através de ácidos existentes na bactéria da cárie.

### 2.2.2 Dentina

Ao contrário do esmalte, a dentina não é visível no dente, sendo por isso parte interna do mesmo. A dentina é um material cristalino menos rígido que o esmalte, mas significativamente mais rígido que o osso. A sua composição estrutural varia entre 70% de matéria inorgânica ou mineral, 20% de matéria orgânica e 10% de água. A formação estrutural desta resulta em hidroxiapatita de cálcio, principal composto presente na dentina.

Esta estrutura é coberta por esmalte na coroa e por cimento na raiz. A nível mecânico, caracteriza-se por uma elevada resistência à tração, conferindo maior elasticidade e dando suporte ao esmalte, que é mais frágil.

Relativamente ao processo de formação da dentina, este é chamado de dentinogénese, consistindo na formação da matriz inicial durante o estado de aposição no desenvolvimento dentário. Originalmente, os odontoblastos correspondiam às células externas da papila dentária – tecido responsável pela formação da dentina, cimento e polpa dentária – antes da fase de aposição de desenvolvimento dentário. Deste modo, assegura-se que a dentina e a polpa partilham as mesmas origens de formação, uma vez que ambas derivam da papila dentária. Posteriormente, os odontoblastos são induzidos pelos ameloblastos recém-formados de modo a produzir a pré-dentina em várias camadas, afastando-se da junção de esmalte-dentina (também conhecida como CEJ – *dentinoenamel junction*).

Assim sendo, o crescimento da dentina, ao contrário do esmalte, ocorre durante a vida do dente. Embora os ameloblastos sejam perdidos após a erupção do dente, cessando a produção de esmalte, a produção de dentina continua devido à retenção de odontoblastos na estrutura. A maturação da dentina ocorre aquando da sua mineralização e tem duas fases distintas: a primária e a secundária. Inicialmente, a hidroxiapatita de cálcio forma-se através de glóbulos, nas fibras colágenas, permitindo a expansão e fusão da primeira etapa de mineralização. Seguidamente, novas áreas de mineralização são formadas na segunda etapa

A figura 9 mostra sob o ponto de vista microscópico as diversas etapas de formação da dentina, bem como a sua composição estrutural.

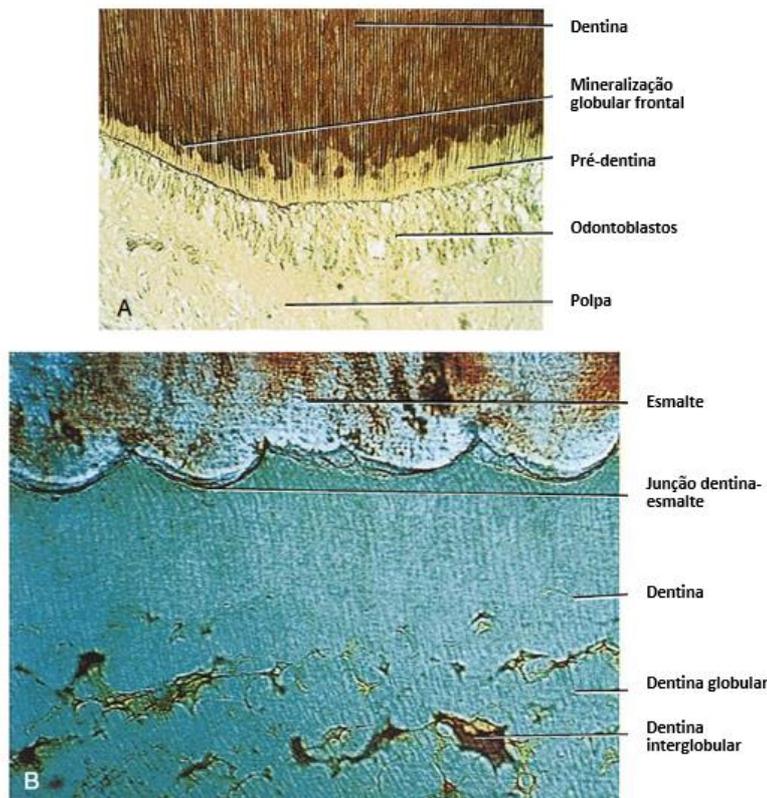


Figura 9 - Histologia da Dentina. Adaptado de [10]

### 2.2.3 Polpa dentária

A polpa é um tecido mole e é aquele que é mais interno ao dente. Esta é um tecido conectivo. Durante o desenvolvimento dentário, a polpa forma-se a partir das células centrais da papila dentária. Assim, a polpa dentária e a dentina partilham a mesma origem, uma vez que ambas as estruturas são formadas através da papila dentária. Desta forma, e apesar da dentina e da polpa dentária serem estruturas dentárias histologicamente diferentes, são muitas vezes consideradas como uma só entidade.

A polpa dentária está diretamente ligada ao suporte, manutenção e contínua formação da dentina graças às estruturas celulares dos odontoblastos. Outra função desta estrutura é a de funcionar como sensor. A figura 10 pretende evidenciar a microestrutura da polpa.



Figura 10 - Microestrutura da polpa (A) e Radiografia da polpa (B)

### 2.3 Constituição do Periodonto

O periodonto possui uma importância acrescida no sistema dentário, uma vez que assume funções de suporte dos tecidos macios e duros entre o dente e o osso alveolar, garantindo o suporte do dente [10]. N figura 11 é possível observar as diferentes estruturas que compõem o periodonto.



Figura 11 - Legenda do Periodonto. Adaptado de [10]

### **2.3.1 Cimento**

O cimento corresponde à estrutura que fixa o ligamento periodontal ao dente. É um tecido duro, não tendo tecidos nervosos, recebendo a sua nutrição através de células inseridas no ligamento periodontal.

Este é composto por 65% de matéria mineral, 23% de matéria orgânica e 12% de água. À semelhança do que ocorre na dentina e no esmalte, o cimento é composto na sua formação cristalina por hidroxiapatita de cálcio [10].

Sob o ponto de vista histológico, o cimento é composto por uma matriz de fibras e células mineralizadas. A matriz de fibras é constituída por fibras de Sharpey essencialmente. Estas são fibras colágenas do ligamento periodontal que permitem unir o ligamento com o dente e o cimento. Para além destas fibras, o cimento é formado por fibras intrínsecas colágenas – criadas através dos cementoblastos.

### **2.3.2 Osso alveolar**

O osso alveolar faz parte da maxila ou mandíbula (dependendo se está a ser referida a cavidade superior ou inferior do dente) e possui funções de suporte e proteção do dente.

Este é um tecido duro e mineralizado. Tal como o osso, o osso alveolar é composto por 60% de material mineral ou inorgânico, 25% de material orgânico e 15% de água. Consiste em placas de osso compacto que rodeia o dente e possui uma espessura de 0,1 a 0,5 mm.

Por outro lado, a crista alveolar corresponde à zona mais cervical do osso alveolar, tendo espessura entre 1 e 2 mm. Posteriormente será abordado com maior profundidade os tipos de osso e células ósseas do corpo humano de modo a entender melhor este fenómeno.

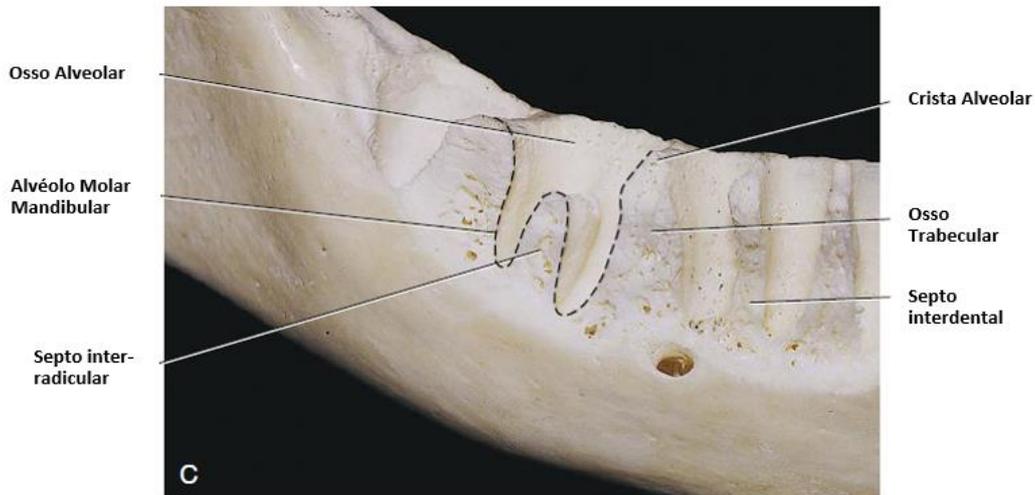


Figura 12 - Secção transversal da mandíbula com os dentes permanentes removidos. Adaptado de [10]

### 2.3.3 Ligamento periodontal

O ligamento periodontal é uma das estruturas sob as quais este projeto incidirá grande parte da atenção. Esta estrutura faz parte do periodonto e garante a ligação do dente com o osso alveolar. Possui uma espessura (distância entre o dente e o osso) variável entre 0,15 e 0,38 mm [5].

É responsável por transmitir as forças oclusais – que posteriormente serão alvo de análise detalhada – do dente para o osso. Este pode sofrer elevadas deformações, revelando-se fundamental para o correto funcionamento do sistema dentário.



Figura 13 - Imagem microscópica do ligamento periodontal (PDL) e os seus respectivos tecidos adjacentes, osso alveolar (ABP) e cemento (C) [10]

Um dos aspectos de maior relevo para a análise do ligamento periodontal prende-se com a organização estrutural das fibras que o compõem. Estas respondem mecanicamente a solicitações de tração e possuem energia armazenada no seu estado natural e na ausência de carregamentos externos sobre o dente. Assim, as fibras do PDL já se encontram pré-tensionadas, sendo as tensões nas fibras não-nulas antes de qualquer solicitação externa.

Durante a mastigação, determinadas forças são exercidas sobre o dente. As fibras principais do PDL distribuem essas cargas, amortecendo o seu impacto no dente. As terminações das fibras principais são compostas por fibras de *Sharpey*.

## 2.4 Histologia do Osso Humano

Tendo em conta o objetivo proposto para este estudo, o papel do tecido ósseo adjacente ao sistema dentário assume um relevo determinante.

O tecido ósseo é o principal constituinte do esqueleto humano, sendo um tipo especializado de tecido formado por células e material extracelular calcificado, a matriz óssea [22].

### 2.4.1 Células ósseas

Existem três tipos de células ósseas [22]:

- **Osteócitos:** Células achatadas fundamentais para a manutenção da matriz óssea. Podem ser encontradas no interior da matriz óssea. Estão presentes num osso totalmente formado.
- **Osteoblastos:** Células responsáveis pela síntese da matéria orgânica (colágeno tipo I, proteoglicanos e glicoproteínas), atuando na mineralização da matriz. Estão alocadas nas superfícies ósseas.
- **Osteoclastos:** Células móveis de grande dimensão e muito ramificadas que possuem partes dilatadas, contendo entre 6 a 50 núcleos. As suas ramificações são irregulares, com forma e espessura variável. São responsáveis pela reabsorção óssea.

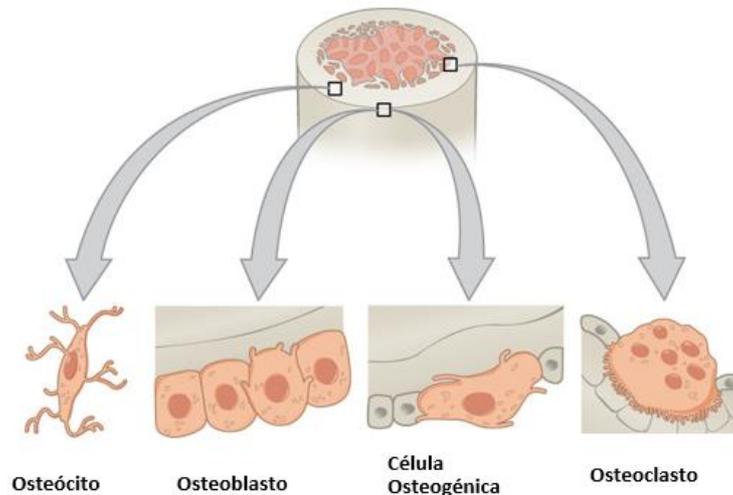


Figura 14 - Tipos de células ósseas. Adaptado de [4]

### 2.4.2 Matriz Óssea

Cerca de 50% do peso da matriz óssea é representado pela matéria mineral, essencialmente composta por fósforo e cálcio. O cálcio e o fósforo formam cristais com a estrutura de hidroxiapatita, formando assim a hidroxiapatita de cálcio, já mencionada anteriormente. A parte orgânica da matriz é formada maioritariamente por fibras colágenas.

É a junção da hidroxiapatita de cálcio com as fibras colágenas que conferem ao osso a sua dureza e resistência mecânica. Removendo o cálcio do tecido ósseo, o osso conserva a sua forma, mas perde a sua dureza, apresentando-se flexível como se de um tendão se tratasse. Se por sua vez o osso perde a componente orgânica, torna-se extremamente frágil do ponto de vista mecânico.

### 2.4.3 Revestimento do Tecido Ósseo

As superfícies internas e externas do osso são compostas por células osteogénicas e tecido conjuntivo, formando o endóstio e perióstio respetivamente [10].

O **perióstio** corresponde à camada mais superficial e é essencialmente composto por fibras colágenas que garantem a sua conexão ao osso. Este apresenta células osteoprogenitoras morfológicamente mais semelhantes aos fibroblastos. Por sua vez, o **endóstio** é formado por uma camada de células osteogénicas achatadas, revestindo as cavidades do osso trabecular.

Estas estruturas fornecem nutrientes ao tecido ósseo, bem como garantem a sua recuperação e crescimento.



Figura 15 - Representação celular da matriz óssea, do endósteo e do periósteo [34]

#### 2.4.4 Tipos de Tecido Ósseo

Relativamente ao tipo de tecidos ósseos existentes num indivíduo, estes podem ser classificados sob o ponto de vista macroscópico ou microscópico.

Do ponto de vista macroscópico, o osso pode ser compacto, também denominado como **osso cortical**, alocado nas regiões mais periféricas do osso e dotado de maior rigidez, não apresentando cavidades visíveis. Por outro lado, existe aquele que é considerado como osso esponjoso ou **trabecular**, sendo mais macio e estando situado em zonas mais internas do osso.

Já do ponto de vista microscópico ou histológico, pode-se dividir o tecido ósseo em **primário** (não lamelar) ou **secundário** (lamelar). Relativamente ao primeiro tipo, apresenta fibras colágenas dispostas em várias direções, possui menor quantidade de minerais, sendo, portanto, mais facilmente penetrável. Já o tecido ósseo lamelar é mais vulgar num indivíduo adulto, distinguindo-se do tecido ósseo não lamelar por apresentar fibras colágenas organizadas de forma paralela entre si, ou em camadas concêntricas em torno de canais – formando os **sistemas de Havers**. Cada um destes sistemas é um cilindro longo e formado por quatro a 20 lamelas concêntricas. No centro deste cilindro, existe um canal revestido de endósteo, contendo vasos e nervos. A figura 16 demonstra a histologia de um tecido ósseo compacto.

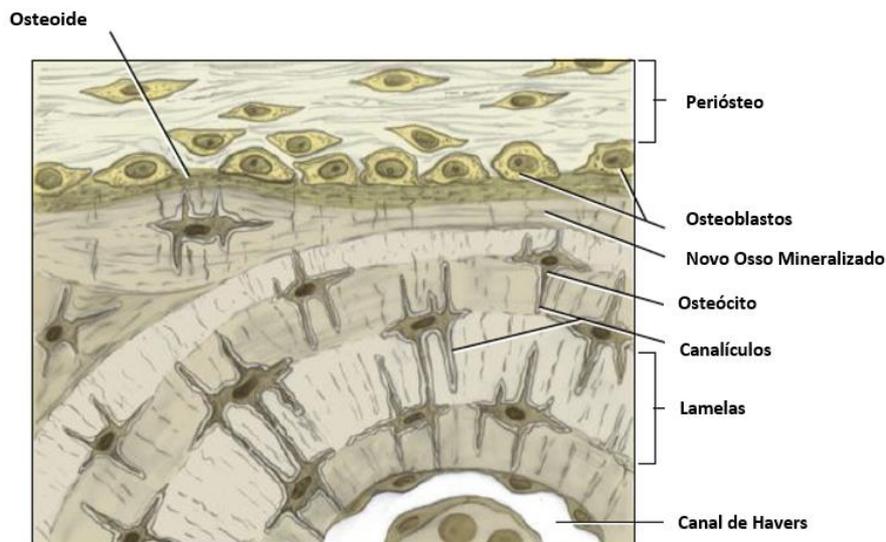


Figura 16 - Histologia de um Tecido Ósseo Compacto. Adaptado de [10]

#### 2.4.5 Qualidade Óssea

A qualidade do osso é um termo utilizado no tratamento de implantes dentários e engloba fatores como a densidade óssea, e a geometria, entre outras. A taxa de sucesso da colocação de implantes depende da qualidade óssea do tecido ósseo [15].

A qualidade óssea divide-se em quatro grupos, do tipo I ao IV, que podem ser vistos na figura 17.

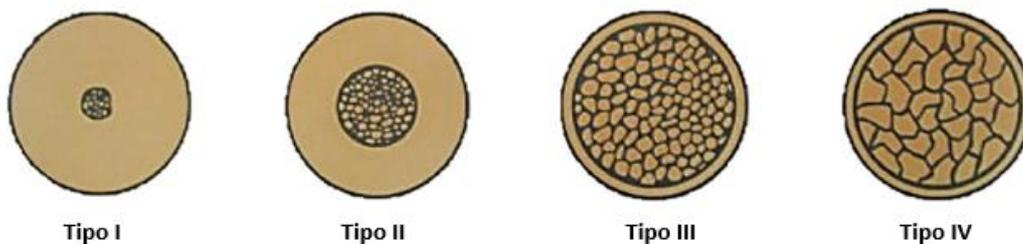


Figura 17 - Tipos de qualidade óssea. Adaptado de [15]

- **Tipo I:** É constituído por osso cortical homogéneo;
- **Tipo II:** É composto por osso cortical envolvido numa pequena camada de osso trabecular denso;
- **Tipo III:** É constituído por uma camada fina de osso cortical adjacente a osso trabecular denso e boa resistência mecânica
- **Tipo IV:** Composto por uma fina camada de osso cortical envolvida em osso trabecular pouco denso e com baixa resistência mecânica.

Esta classificação torna-se relevante para avaliar a taxa de sucesso ou falha que dado implante poderá ter. A qualidade óssea corresponde ao grau de densidade óssea. Relativamente aos quatro tipos de qualidade óssea, o mais adequado para a osseointegração é o tipo II devido à boa vascularidade e estabilidade primária que confere. Por sua vez, a qualidade óssea do tipo IV é aquela que mais apresenta probabilidade de falha [12].

## **2.5 Mastigação e Oclusão no Indivíduo Adulto**

A mastigação tem como objetivo processar alimentos e aumentar a área superficial em que a comida será exposta ao suco digestivo. Este processo pode ser medido em função de vários parâmetros, como a eficiência de mastigação, o limiar de deglutição ou a força oclusal [30].

A mastigação é a primeira etapa que ocorre no processo de digestão de alimentos e tem o intuito de preparar o alimento para ser deglutido e processado no sistema digestivo [37]. Na boca, o alimento é sujeito a várias ações mecânicas e físicas, dando origem ao bolo alimentar. Inúmeras características presentes no sistema oral, como a força de mordida, o número de dentes e o fluxo de saliva irão influenciar a eficiência do processo de mastigação. O número de ciclos de mastigação necessários para preparar um alimento para a sua ingestão depende do tipo de alimento a ser ingerido. Por sua vez, um indivíduo que realize poucos ciclos de mastigação para um alimento irá também usar reduzidos ciclos para outro tipo de alimentos. Assim, pode-se afirmar que o número de ciclos é influenciado pelo indivíduo. Existem dois tipos de ações que terão um impacto elevado na eficiência da mastigação: (i) as ações químicas e (ii) as ações mecânicas.

As forças mecânicas têm um papel também fundamental neste processo. Quando os músculos são carregados para mastigar o alimento, a mandíbula desloca-se e coloca os dentes das arcadas superior e inferior em contacto [28]. Assim, o alimento é esmagado e qualquer excesso de energia de deformação é distribuída ao longo da coroa dentária até à raiz, conduzindo à deformação do ligamento periodontal.

Por sua vez, compreender o fenómeno da mastigação implica perceber que este não é uniforme, variando consoante o dente em que é aplicada a carga, a intensidade do carregamento e o estado de conservação dos dentes. Para o contexto deste trabalho, importa relacionar quais as forças que atuam no sistema dentário durante a mastigação e de que modo estas variam.

A **oclusão** corresponde ao contacto entre os dentes maxilares e mandibulares quando a mandíbula fecha [10]. Esta é desenvolvida durante a infância à medida que os dentes primários surgem. É nesta fase de desenvolvimento que são geradas as capacidades de mastigação num indivíduo. Um contacto total e uniforme é muito difícil de atingir, pelo que depende muito do indivíduo e do tipo de dentes que estão em contacto.

Relativamente à magnitude média das forças de mastigação no ser humano, estas situam-se entre os 70 N e os 150 N com base em medições experimentais. Estima-se que a força máxima de mordida no ser humano possa exceder os 500 N [28].

### 3. IMPLANTES DENTÁRIOS

A perda dentária pode ocorrer devido a doença dentária ou traumatismos. Nesse sentido, para dar resposta à perda dentária, o uso de implantes dentários tem sido uma das soluções mais eficazes.

#### 3.1 Caracterização Histórica e Socioeconómica

A origem dos primeiros implantes dentários remonta ao antigo Egito, onde rochas ou pedras esculpidas eram utilizadas na mandíbula humana de modo a substituir dentes perdidos [12].

Os implantes dentários possuem uma história de vários séculos, começando com as primeiras civilizações há mais de 2000 anos. Arquivos arqueológicos indicam que civilizações da América e da Ásia Central e Mediterrâneo utilizavam pedras esculpidas, conchas, ossos ou ouro para solucionar a perda dentária.

A implantologia dentária moderna teve os seus inícios na altura da segunda guerra mundial e teve os seus desenvolvimentos na década de 50, quando o cirurgião ortopédico Per-Ingvar Brånemark começou a estudar a regeneração óssea e descobriu uma elevada taxa de biocompatibilidade do osso com o titânio, percebendo que este material podia aderir ao osso sem ser rejeitado. Desde então, a área da implantologia tem evoluído de forma cada vez mais rápida. Atualmente, colocam-se em média 450 mil implantes dentários osseointegrados todos os anos, com uma taxa de sucesso a rondar os 95% (no caso de uma substituição dentária de apenas um dente).

A implantologia começou por ser um negócio específico de algumas clínicas. Contudo, nos dias de hoje, é um negócio global com milhares de médicos e mais de 100 empresas envolvidas no mesmo [1]. O crescimento deste mercado tem sido notável de tal modo que médicos, laboratórios, fabricantes e investidores acreditam que esta é uma área com potencial crescimento. Existem vários fatores que têm contribuído para o crescimento deste segmento de mercado:

- Os implantes dentários têm-se revelado como a melhor alternativa para a perda dentária, pelo que a população tem optado cada vez mais por esta solução;
- As últimas previsões económicas apontam o mercado dos implantes dentários com um enorme atrativo de crescimento;

- O envelhecimento da população aumentará o número de pessoas a recorrer a este tipo de soluções;
- Existem cada vez mais investimentos externos para as empresas deste segmento de mercado procurarem novas soluções;
- A procura do consumidor por implantes dentários tem crescido;
- Cada vez mais profissionais da saúde olham para esta área com maior interesse e perspectivas de carreira devido ao seu crescimento.

Estes fatores económicos representarão maiores oportunidades para empresas deste segmento de mercado, implantologistas e outros profissionais da saúde especializados nesta área e para fabricantes.

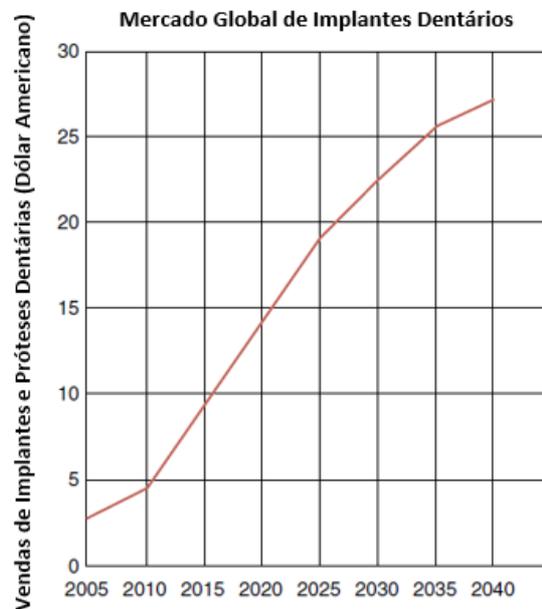


Figura 18 - Previsão de crescimento de vendas de implantes dentários e próteses dentárias entre 2005 e 2040 nos EUA.  
Adaptado de [1]

Como se vê pela figura 18, o mercado de implantes e próteses dentárias nos Estados Unidos da América está em forte crescimento. Já a nível europeu, em 2019 este mercado estava avaliado em 1,5 mil milhões de dólares americanos [9]. Um estudo da *market and markets* afirma que o mercado global de implantes dentários rondará os 13 mil milhões de dólares americanos em 2023, com uma taxa de crescimento anual de 6,5% [7].

### **3.2 Comparação de Implantes Dentários com Próteses Dentárias Removíveis**

Nos últimos anos, tem-se verificado melhorias na saúde oral da população mundial. A prevalência de edentulismo – perda de dentes total ou parcial – tem diminuído [38].

Uma das alternativas ao uso de implantes dentários são as próteses dentárias removíveis. Estudos nesta área revelaram as seguintes conclusões relativamente aos implantes orais em comparação com as próteses removíveis:

- A utilização de próteses removíveis é influenciada diretamente pela idade do indivíduo. Já os implantes dentários estão mais associados a faixas etárias mais baixas;
- Durante as últimas décadas tem ocorrido uma diminuição do uso de próteses removíveis, derivadas da melhor higiene oral e redução do edentulismo;
- Tem aumentado a utilização de próteses dentárias fixas (implantes dentários);
- As próteses fixas estão associadas a um índice socioeconómico mais elevado, enquanto as próteses removíveis estão interligadas a um índice socioeconómico mais baixo;
- Existe maior prevalência para a utilização de próteses fixas na ausência de um reduzido número de dentes, mostrando-se estas mais eficientes;
- Apenas 2 a 4% da população utiliza implantes orais.

Por outro lado, os implantes dentários são geralmente eficazes no tratamento de edentulismo, resultando num maior custo inicial comparativamente a dentaduras. Contudo, num horizonte temporal maior, os implantes constituem um tratamento mais eficaz, garantindo ao paciente satisfação e melhor saúde oral comparativamente a outras opções [38].

### **3.3 Caracterização de Implantes Dentários**

O desenvolvimento de cada vez mais soluções na área da implantologia tem levado ao crescimento do mercado de implantes dentários. Nesse sentido, existe um número cada vez maior de diversidade nesta área, desde os biomateriais utilizados, aos diversos tipos de roscas, geometrias, entre outros.

### 3.3.1 Materiais Biocompatíveis

Os materiais mais utilizados num implante dentário são o titânio e a zircónia, sendo que atualmente o titânio ainda é aquele que mais predomina no mercado, devido à sua elevada biocompatibilidade, como a figura 19 pretende evidenciar.

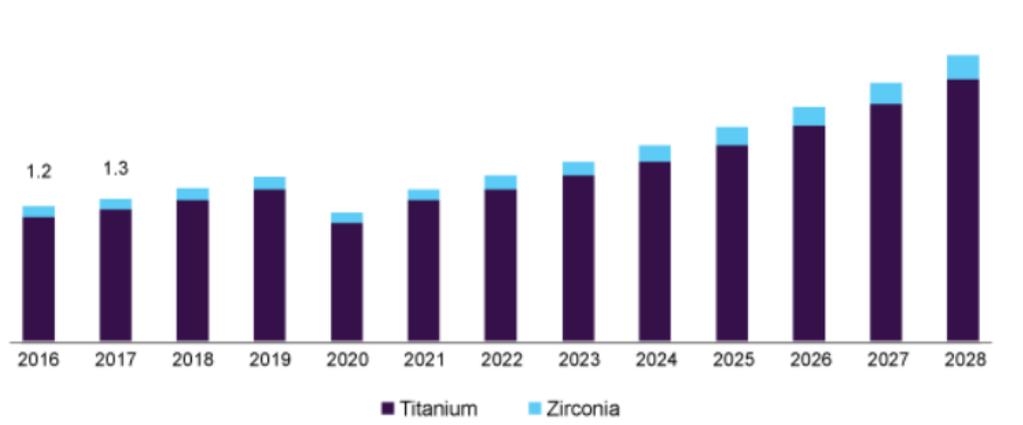


Figura 19 - Vendas e Perspetiva de Vendas de Implantes Dentários consoante o Material [7]

### 3.3.2 Tipos de implantes dentários

Relativamente à forma como aderem ao sistema dentário e ao osso, os implantes podem ser divididos em duas tipologias: endósteos e periósteos.

Os implantes **endósteos** são os mais comuns e são colocados diretamente no osso, enquanto os implantes **periósteos** são geralmente utilizados quando a saúde ou qualidade óssea não é a mais adequada para a utilização de um implante endósteo. Em qualquer um dos casos, estes componentes pretendem substituir o papel de um dente natural, ainda que com diferenças óbvias.

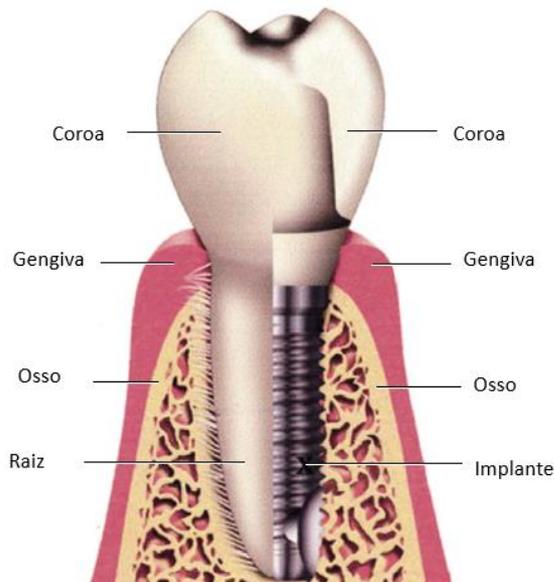


Figura 20 - Comparação entre um implante dentário e um dente natural. Adaptado de [1]

Os **implantes dentários** são normalmente compostos por três componentes: a coroa protética, que substituirá o dente natural, um componente intermédio de fixação da coroa ao implante, e por último, a rosca do implante dentário.

Com o crescimento deste segmento de mercado, existem mais de 100 marcas que possibilitam soluções a nível de implantes dentários. Assim, cada uma destas marcas possui diferentes formas e dimensões (comprimento, diâmetro).

### 3.3.3 Dimensões

As dimensões mais relevantes de um implante dentário são o seu comprimento e diâmetro.

O **comprimento** do implante corresponde à sua medida desde a plataforma até ao ápice do implante, sendo que estas dimensões variam entre 6 a 20 mm [12].

Por sua vez, a investigação realizada nos últimos anos tem indicado que os implantes mais longos providenciam maior taxa de sucesso, ao contrário dos implantes mais curtos, que garantem menor estabilidade. Deste modo, o comprimento mais utilizado para implantes varia entre 8 a 15 mm.

Já o **diâmetro** é medido do ponto mais largo da rosca até o ponto oposto no implante, sendo que as suas dimensões variam normalmente entre 3 a 7 mm. Estudos com o MEF já provaram que o diâmetro do implante desempenha um papel fulcral na dissipação de tensões, principalmente ao nível do osso cortical [12].

### 3.3.4 Geometria e Rosca

A geometria possui um papel importante na funcionalidade de um implante dentário, uma vez que influencia a osseointegração, a distribuição de forças e a estabilidade do mesmo. Os tipos de implantes mais comercializados são cilíndricos, cónicos, roscados cilíndricos e roscados cónicos.



*Figura 21 - Implante Dentário do tipo cónico "ConeMorse" da marca Neodent [36]*

### 3.4 Osseointegração

As técnicas de colocação de implantes têm melhorado significativamente, o que tem levado a melhores taxas de sucesso no processo de osseointegração e recuperação do paciente [32].

Entende-se **osseointegração** como a estabilidade entre a superfície da rosca do implante, o osso e os respetivos tecidos adjacentes necessária para a integração do implante dentário no tecido ósseo. Este processo requer a formação de novo osso à volta do material do implante.

Existem vários fatores que afetam a osseointegração [12]:

- Biomaterial utilizado no implante;
- Tipo de técnica cirúrgica aplicada;
- Qualidade e saúde óssea;
- Características Superficiais;
- Fatores biomecânicos;
- Geometria do Implante.

Esta ocorre em duas etapas distintas, conhecidas como estabilidade primária e secundária.

Na **estabilidade primária** ou mecânica, ocorre a instalação do implante na estrutura óssea do alvéolo cirúrgico, ocorrendo traumatismo mecânico, aquecimento e compressão óssea [32]. Assim, quanto maior for a densidade óssea do alvéolo cirúrgico, maior será a estabilidade mecânica do implante, que será determinante para o sucesso do implante. Também o atrito mecânico entre a superfície do implante e as paredes ósseas locais terá um papel crucial na obtenção desta estabilidade. Deve-se evitar que ocorram micromovimentos adjacentes à zona de colocação do implante.

Já a **estabilidade secundária** ou biológica consiste na etapa em que a camada de osso danificado ou necrótico adjacente ao implante de titânio é reabsorvida pelos macrófagos oriundos dos vasos sanguíneos, ocorrendo então a neoformação óssea através dos osteoblastos. Assim, esta estabilidade é conseguida através da remodelação óssea.

### 3.5 Caracterização das Falhas em Implantes

A falha num implante dentário é um fenómeno com consequências clínicas severas para o paciente. Como foi discutido anteriormente, mais de 90% dos implantes orais apresentam uma taxa de sucesso inicial. Muitos estudos têm sido realizados ao longo dos anos de modo a contribuir para a implantologia dentária. Vários fatores têm sido alvo de análise, entre eles destacam-se os seguintes [14]:

- **Defeitos de produção do Implante:** Os defeitos de produção são um dos fatores menos propícios a ocorrer.
- **Encaixe desajustado:** Uma estrutura não passiva do implante poderá produzir tensões entre o implante e a estrutura, prejudicando a sua estabilidade.
- **Carga:** Os fatores relacionados com a carga estão diretamente ligados às forças de oclusão que ocorrem nos movimentos de mastigação. Níveis indesejados de carga podem produzir falhas no implante.
- **Bruxismo:** O bruxismo pode causar desgaste adicional no implante.
- **Tipo de Modelo:** O tipo de modelo de restauro pode influenciar as cargas e tensões no implante.

- **Diâmetro de Implante:** Menores diâmetros de implantes estão relacionados com uma maior tendência para fratura quando comparados com implantes de maior diâmetro.
- **Fadiga do Metal:** Existem estudos que revelam que as falhas no implante surgem devido à fadiga no metal e não devido a uma sobrecarga.
- **Reabsorção Óssea:** Este fenómeno induz maiores tensões no implante, devido à perda de suporte ósseo.

## 4. MECÂNICA DOS MEIOS CONTÍNUOS

O estudo da mecânica dos meios contínuos é fundamental para explicar fenômenos físicos sem necessitar de um conhecimento detalhado da microestrutura de um material [18]. De forma sucinta, a mecânica dos meios contínuos engloba três grandes temáticas:

- Movimento e Deformação – Cinemática;
- O estudo da tensão no contínuo – Estado de Tensão;
- A descrição matemática das leis físicas que descrevem o movimento de um ponto-material no contínuo.

Alguns conceitos da mecânica dos meios contínuos são indispensáveis para a correta modelação das propriedades dos modelos numéricos, e posterior análise e interpretação dos resultados. De modo a não tornar este capítulo demasiado extenso, uma vez que esta temática é complexa, irão ser abordados os conceitos de mecânica dos meios contínuos que serão mais importantes para a realização desta dissertação e para a interpretação dos resultados da simulação numérica realizada.

### 4.1 Noção de Corpo Contínuo

Geralmente, um sistema macroscópico pode ser descrito através de uma abordagem contínua (abordagem macroscópica). Assume-se que um corpo  $\beta$  pode ser visto como uma distribuição de matéria no espaço e no tempo. Esse corpo é visto como uma composição de partículas contínuas.

Considera-se então um **corpo contínuo** incluído no espaço Euclidiano tridimensional num determinado instante  $t$ . As mudanças macroscópicas na geometria do corpo serão chamadas de **deformada**, que serão induzidas por **tensões** no corpo.

Suponha-se então que a **configuração referência**  $\kappa_0$ , onde a partícula  $X$  ocupa a posição  $X$ , cujas coordenadas são  $(X_1, X_2, X_3)$  estão fixas à origem  $O$  com vetores ortonormais  $\hat{e}$ . Após a aplicação de uma solicitação externa, como um carregamento, o corpo contínuo sofre uma mudança de geometria e assume uma nova configuração apelidada de **configuração deformada**. A partícula  $X$  agora ocupa a posição  $x$ , cujas coordenadas são as coordenadas  $(x_1, x_2, x_3)$ . Já  $\chi(X, t)$  refere-se à deformação do corpo  $\beta$  desde a região  $\kappa_0$  até  $\kappa$  [16].

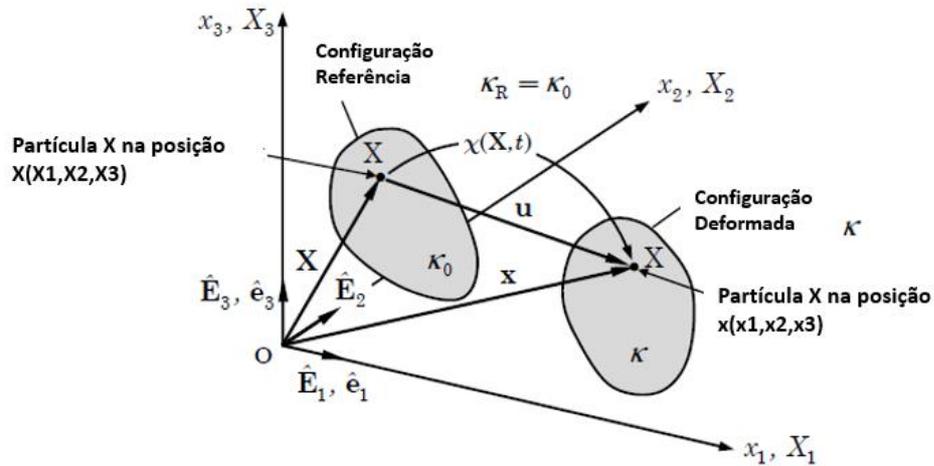


Figura 22 - Corpo Contínuo da configuração referencial até à configuração deformada. Adaptado de [16]

## 4.2 Conceito de Deformação

Entende-se deformação como a alteração de tamanho e de forma de um corpo contínuo, quando este passa da sua configuração referencial para a configuração deformada. Seguidamente, irão ser explorados alguns conceitos sobre a deformação de um corpo contínuo.

### 4.2.1 Gradiente da Transformação

O gradiente da transformação  $\mathbf{F}$  caracteriza um ponto tendo em conta as mudanças de tamanho ou forma do material que ocorrem.

$$\mathbf{F}(\mathbf{X}, t) = \frac{\partial \chi(\mathbf{X}, t)}{\partial \mathbf{X}} \quad (4.1)$$

O determinante do gradiente da transformação  $J$ , é também apelidado de **Jacobiano** e representa a razão entre o volume atual e o volume inicial associado a um ponto material.

$$J = \det \mathbf{F} = \frac{dv}{dV} \quad (4.2)$$

Em que  $J > 0$  para qualquer deformada.

#### 4.2.2 Deformação Isocórica e Volumétrica

Uma deformação pode ser isocórica e volumétrica. Deformações isocóricas ocorrem quando não existe variação do volume do corpo.

Uma deformação isocórica caracteriza-se por um determinante de gradiente da transformação  $J$  na seguinte forma:

$$J = \det \mathbf{F} = 1 \quad (4.3)$$

Caso a deformação seja volumétrica, irá ocorrer contração ou dilatação do corpo com a mesma intensidade em todas as direções. Neste caso, o gradiente da transformação  $\mathbf{F}$  será caracterizado da seguinte forma:

$$\mathbf{F} = \alpha \mathbf{I} \quad (4.4)$$

Em que  $\alpha$  corresponde a determinado valor de contração ou dilatação volumétrica e  $\mathbf{I}$  a um tensor identidade de segunda ordem.

#### 4.2.3 Tensor de Deformação de Cauchy-Green

Os tensores de deformação de Cauchy-Green à direita  $\mathbf{C}$  e à esquerda  $\mathbf{b}$  possuem grande relevância, uma vez que não são sensíveis a rotação de corpo rígido, eliminando a falta de simetria do tensor Gradiente da Transformação.

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F} = \mathbf{U}^T \mathbf{R}^T \mathbf{U} \mathbf{R} = \mathbf{U}^T \mathbf{U} = \mathbf{U}^2 \quad (4.5)$$

$$\mathbf{b} = \mathbf{F} \mathbf{F}^T = \mathbf{V} \mathbf{R} \mathbf{R}^T \mathbf{V}^T = \mathbf{V} \mathbf{V}^T = \mathbf{V}^2 \quad (4.6)$$

#### 4.2.4 Tensor de Deformação de Green-Lagrange

Este tensor é nulo quando não há deformações, e expressa-se pelo tensor  $\mathbf{E}$ .

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2} (\mathbf{C} - \mathbf{I}) \quad (4.7)$$

#### 4.3 Conceito de Tensão

Usualmente descrito como uma medida de força por unidade de área, a **tensão** define a capacidade de um material suportar carregamentos [16]. É importante então definir o estado de tensão num material.

A tensão num corpo tridimensional contínuo pode ser medida em nove componentes. Estas podem ser vistas como componentes de um tensor de segunda ordem, chamado de **tensor das tensões**.

#### 4.3.1 Vetor Tensão e Tensor das Tensões

Primeiramente, é necessário definir o conceito de **tensão real**, isto é, a tensão na configuração deformada  $\kappa$ , medida por unidade de área na configuração deformada  $\kappa$ . A força superficial que atua sobre um pequeno elemento de área num meio contínuo depende não só da magnitude da área, como também da sua orientação.

O **tensor das tensões**, também apelidado de tensor da tensão de Cauchy, é um tensor de segunda-ordem, denominado por  $\sigma$ . Por sua vez, este relaciona-se com o **vetor tensão**,  $\mathbf{t}$ . O vetor de tensão  $\mathbf{t}$  exprime-se em função de  $\hat{\mathbf{n}}$ , o vetor unitário que define a orientação do plano sobre o qual  $\mathbf{t}$  atua. Assim, a relação entre o vetor tensão e o tensor das tensões expressa-se da seguinte forma:

$$\mathbf{t} = \sigma \hat{\mathbf{n}} \quad (4.8)$$

O tensor das tensões  $\sigma$  é então uma transformação linear e pode ser através do produto do vetor tensão com o vetor unitário  $\hat{\mathbf{e}}$ .

$$\sigma = \mathbf{t}_j \hat{\mathbf{e}}_j = \mathbf{t}_1 \hat{\mathbf{e}}_1 + \mathbf{t}_2 \hat{\mathbf{e}}_2 + \mathbf{t}_3 \hat{\mathbf{e}}_3 \quad (4.9)$$

Assim, pode-se decompor em coordenadas cartesianas os componentes da tensão.

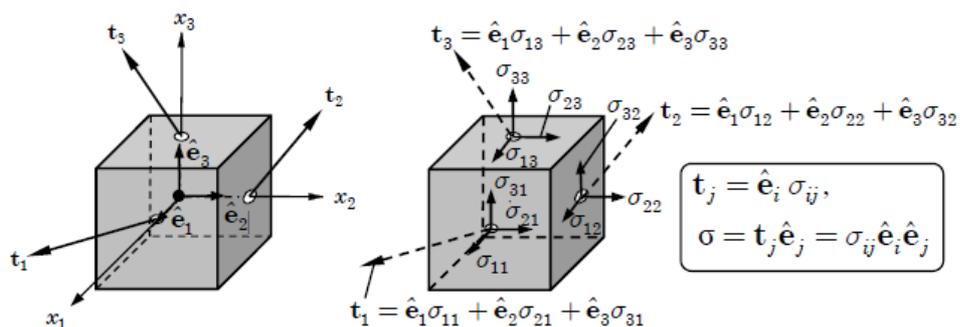


Figura 23 - Decomposição dos componentes da tensão em coordenadas cartesianas [16]

### 4.3.2 Invariantes do Tensor das tensões e Tensões Principais

O tensor das tensões  $\sigma$  pode ser definido em função dos invariantes principais,  $I_1, I_2$  e  $I_3$ . Desse modo, os três invariantes – independentes do sistema de coordenadas – podem ser definidos pelas seguintes expressões:

$$\begin{aligned} I_1 &= \text{tr}[\sigma] \\ I_2 &= \frac{1}{2}(\text{tr}[\sigma])^2 - \text{tr}[\sigma^2] \\ I_3 &= |\sigma| \end{aligned} \quad (4.10)$$

Por sua vez, em qualquer estado de tensão, a determinação da tensão normal máxima e tensão de corte máxima em determinado ponto é de particular interesse na mecânica de estruturas, de modo a prever possíveis falhas das mesmas. Assim, importa perceber como determinar os valores e os planos onde as tensões são máximas. A componente normal do vetor tensão  $\mathbf{t}$  é máxima quando este vetor é paralelo ao vetor unitário  $\hat{\mathbf{n}}$ . Uma vez que estamos a falar de um corpo contínuo tridimensional, existem **três planos principais** em que a tensão normal é máxima (e a tensão de corte é nula). Seja então  $\lambda$  o valor de tensão normal tal que:

$$\mathbf{t} = \lambda \hat{\mathbf{n}} \quad (4.11)$$

Assim, tem-se um conjunto homogêneo de equações para as componentes do vetor  $\hat{\mathbf{n}}$ , que não existirá caso o determinante da matriz  $[\sigma] - \lambda[I]$  seja nulo. Caso isto ocorra, gera-se uma equação cúbica para  $\lambda$ , chamada de **equação característica**.

$$-\lambda^3 + I_1\lambda^2 - I_2\lambda + I_3 = 0 \quad (4.12)$$

A solução desta equação dá três valores para  $\lambda$ , sendo esses valores as três **tensões principais**, sendo por convenção  $\lambda_1 > \lambda_2 > \lambda_3$ . Assim, para determinado estado de tensão num determinado ponto do corpo  $\beta$ , existe um conjunto de planos  $\hat{\mathbf{n}}$  em que o vetor tensão é normal aos planos, sendo a componente de tensão de corte nula.

Seja  $\sigma_m$  a **tensão volumétrica média** normal tal que:

$$\sigma_m = \frac{1}{3} \text{tr}[\sigma] = \frac{1}{3} I_1 \quad (4.13)$$

A tensão volumétrica média está relacionada com a componente hidrostática do tensor das tensões e a sua análise terá uma importância extrema no decorrer do relatório. Esta permite caracterizar a componente hidrostática num ponto do corpo:

- Quando  $\sigma_m < 0$ , o ponto estará sujeito a um estado de tensão com uma componente volumétrica correspondente à compressão hidrostática ( $p < 0$ ).
- Quando  $\sigma_m > 0$ , o ponto estará sujeito a um estado de tensão com uma componente volumétrica correspondente à tração hidrostática ( $p > 0$ ).

O tensor das tensões  $\sigma$  pode então ser decomposto em duas componentes: a componente **hidrostática**  $\sigma_H$  e a componente **desviadora**  $\sigma_d$ .

$$\sigma = \sigma_H + \sigma_d \quad (4.14)$$

A componente hidrostática está relacionada com a **tensão volumétrica média** calcula-se da seguinte forma:

$$\sigma_H = \sigma_m \mathbf{I} \quad (4.15)$$

Já a componente desviadora expressa-se através da seguinte equação:

$$\sigma_d = \sigma - \sigma_H \quad (4.16)$$

### 4.3.3 Primeiro Tensor das Tensões de Piola-Kirchoff

O primeiro tensor de Piola-Kirchoff  $\mathbf{P}$  é um tensor de segunda ordem não simétrico que representa a força na configuração deformada por unidade de área indeformada.

$$\mathbf{P} = J \boldsymbol{\sigma} \mathbf{F}^{-T} \quad (4.17)$$

### 4.3.4 Segundo Tensor das Tensões de Piola-Kirchoff

O segundo tensor de Piola-Kirchoff  $\mathbf{S}$  fornece a força atual transformada por unidade de área indeformada e expressa-se da seguinte forma:

$$\mathbf{S} = J \mathbf{F}^{-1} \boldsymbol{\sigma} \mathbf{F}^{-T} \quad (4.18)$$

## 4.4 Materiais Hiperelásticos

As equações que foram descritas anteriormente cumprem o propósito de caracterizar a cinemática e o estado de deformação e de tensão de um corpo contínuo em qualquer instante. Contudo, quando se fala de materiais que podem estar sujeitos a deformações muitíssimo elevadas, as equações anteriores não são suficientes para determinar a resposta do material [18].

O objetivo dos modelos matemáticos é representar o comportamento real de um material. Dessa forma, propriedades não lineares de um material tornam mais exigente a missão de construir modelos matemáticos.

Um **material hiperelástico** caracteriza-se pela existência de uma função de energia livre de Helmholtz,  $\Psi$ . Nos casos em que a energia de deformação depende unicamente de uma medida de deformação,  $\Psi = \Psi(\mathbf{F})$ , a função de energia livre de Helmholtz pode ser apelidada de função de densidade energia (*strain-energy function*). Assim sendo, um material hiperelástico é uma subclasse de um material elástico. Para este tipo de materiais, o primeiro tensor de Piola-Kirchoff, pode ser definido da seguinte forma:

$$\mathbf{P} = \frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \quad (4.19)$$

Por sua vez, o tensor das tensões  $\boldsymbol{\sigma}$  será definido da seguinte forma:

$$\boldsymbol{\sigma} = J^{-1} \frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial \mathbf{F}} \mathbf{F}^T \quad (4.20)$$

Um material hiperelástico pode ser isotrópico (propriedades físicas não variam com a direção) ou anisotrópico (propriedades físicas variam com a direção), compressível ou incompressível. Centrar-se-á agora o estudo em materiais hiperelásticos anisotrópicos, uma vez que estes terão maior relevo para o projeto a desenvolver.

#### 4.4.1 Materiais Hiperelásticos Anisotrópicos

Materiais anisotrópicos não têm propriedades constantes ao longo das várias direções.

Muitos materiais são constituídos por uma ou várias famílias de fibras. Estas fibras apresentam propriedades mecânicas distintas do restante material, tendo por isso propriedades direcionais [24].

Alguns biomateriais possuem apenas um tipo de fibras. A rigidez do material é muito mais elevada na direção desta fibra do que na direção perpendicular à mesma. Este tipo de material é chamado de material **transversalmente isotrópico**, uma vez que ao longo da direção perpendicular a estas fibras o material se comporta como isotrópico – daí o conceito de isotropia transversa.

Se por outro lado as propriedades variam ao longo de três eixos ortogonais, em que cada eixo possui simetria rotacional dupla, o material é **ortotrópico** [18].

No âmbito deste projeto, os materiais transversalmente isotrópicos serão estudados com maior detalhe, uma vez que se definirá o **ligamento periodontal** como um material **hiperelástico transversalmente isotrópico**.

#### 4.4.1.1 Materiais Transversalmente Isotrópicos

Um material que possui uma única família de fibras tem as suas propriedades dependentes do gradiente da transformação  $\mathbf{F}$  e da direção dessa fibra [18]. Para caracterizar a fibra, define-se um vetor unitário  $\mathbf{a}_0(\mathbf{X})$ , em que  $\mathbf{X}$  é um ponto do material e  $|\mathbf{a}_0| = 1$ .

A variação de comprimento da fibra através do alongamento  $\ell$  da fibra ao longo da direção  $\mathbf{a}_0$  é definida pela relação entre o comprimento da fibra na configuração onde sofre a deformação e onde não sofre.

$$\ell \mathbf{a}(\mathbf{x}, t) = \mathbf{F}(\mathbf{x}, t) \mathbf{a}_0(\mathbf{X}) \quad (4.21)$$

O alongamento pode ser escrito da seguinte forma:

$$\ell^2 = \mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{C} \mathbf{a}_0 \quad (4.22)$$

A energia de deformação é obtida através da função densidade-energia de Helmholtz:

$$\Psi = \Psi(\mathbf{C}, \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0) \quad (4.23)$$

O facto desta função possuir uma componente anisotrópica faz com que se criem dois pseudo-invariantes,  $I_4$  e  $I_5$ . Estes invariantes dependem do tensor das deformações de Cauchy-Green direito  $\mathbf{C}$  e da direção da fibra  $\mathbf{a}_0$ .

$$I_4(\mathbf{C}, \mathbf{a}_0) = \mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{C} \mathbf{a}_0 = \ell^2 \quad (4.24)$$

$$I_5(\mathbf{C}, \mathbf{a}_0) = \mathbf{a}_0 \cdot \mathbf{C}^2 \mathbf{a}_0 \quad (4.25)$$

Assim, com a adição destes dois pseudo-invariantes, a função densidade energia de um material transversalmente isotrópico pode ser escrita em função das várias invariantes.

$$\Psi = \Psi(I_1(\mathbf{C}), I_2(\mathbf{C}), I_3(\mathbf{C}), I_4(\mathbf{C}, \mathbf{a}_0), I_5(\mathbf{C}, \mathbf{a}_0)) \quad (4.26)$$

Já o segundo tensor das tensões de Piola Kirchoff adquire a seguinte forma:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \Psi(\mathbf{C}, \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0)}{\partial \mathbf{C}} \quad (4.27)$$

A derivada de  $I_4$  e  $I_5$  em função do tensor de Cauchy-Green é dada por:

$$\frac{\partial I_4}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0 \quad (4.28)$$

$$\frac{\partial I_5}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{C} \mathbf{a}_0 + \mathbf{a}_0 \mathbf{C} \otimes \mathbf{a}_0 \quad (4.29)$$

Relativamente à componente isotrópica deste sistema, caso esta seja incompressível, o terceiro invariante  $I_3$  será unitário. O tensor das tensões exprime-se pela seguinte equação:

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{1}{J} \mathbf{F} \mathbf{S} \mathbf{F}^T \quad (4.30)$$

#### 4.5 Triaxialidade e Parâmetro de Lode

De modo a estudar com maior detalhe o estado de tensão num material, irão ser abordados outros dois conceitos fundamentais da mecânica dos meios contínuos: a Triaxialidade e o parâmetro de Lode.

A **Triaxialidade** ( $T_\sigma$ ) corresponde ao rácio entre a tensão volumétrica média ( $\sigma_m$ ) macroscópica e a tensão de von Mises ( $\sigma_{eq}$ ) equivalente macroscópica [23].

$$T_\sigma = \frac{\sigma_m}{\sigma_{eq}} \quad (4.31)$$

Este fator também pode ser expresso em função dos invariantes  $I_1$  (primeiro invariante do tensor das tensões) e  $J_2$  (segundo invariante do tensor das tensões desviadoras).

$$T_\sigma = \frac{\frac{1}{3} I_1}{\sqrt{3 J_2}} \quad (4.32)$$

Em que,

$$J_2 = \frac{1}{3} I_1^2 - I_2 \quad (4.33)$$

A Triaxialidade ajuda a compreender o estado de tensões de um material, contudo, não é suficiente para o analisar completamente [23]. Para tal, introduz-se o conceito de parâmetro de Lode,  $L$ . Este parâmetro está relacionado com o terceiro invariante do tensor das tensões desviador  $J_3$ .

$$L = -\frac{27}{2} \frac{J_3}{\sigma_{eq}^3} \quad (4.34)$$

Em que,

$$J_3 = \frac{2}{27} I_1^3 - \frac{1}{3} I_1 I_2 + I_3 \quad (4.35)$$

enquanto a Triaxialidade quantifica a magnitude da tensão volumétrica média num material, o parâmetro de Lode indica a direção do estado de tensão [23].

Da mesma forma que anteriormente, também se pode exprimir o parâmetro de Lode em função dos invariantes do tensor das tensões desviadoras,  $J_2$  e  $J_3$ .

$$L = -\frac{27}{2} \frac{J_3}{\sqrt{3}J_2} \quad (4.36)$$

O **parâmetro de Lode**  $L$  está compreendido entre -1 e 1, em que -1 corresponde a um estado de compressão axissimétrica pura, 0 de deformação plana (*plane strain*) e 1 de tração axissimétrica pura. Quando  $L = -1$ ,  $\sigma_1 = \sigma_2 > \sigma_3$ ; quando  $L = 0$ , tem-se  $\sigma_2 = \frac{\sigma_1 + \sigma_3}{2}$  e por sua vez, quando  $L = 1$ ,  $\sigma_3 = \sigma_2 > \sigma_1$ .

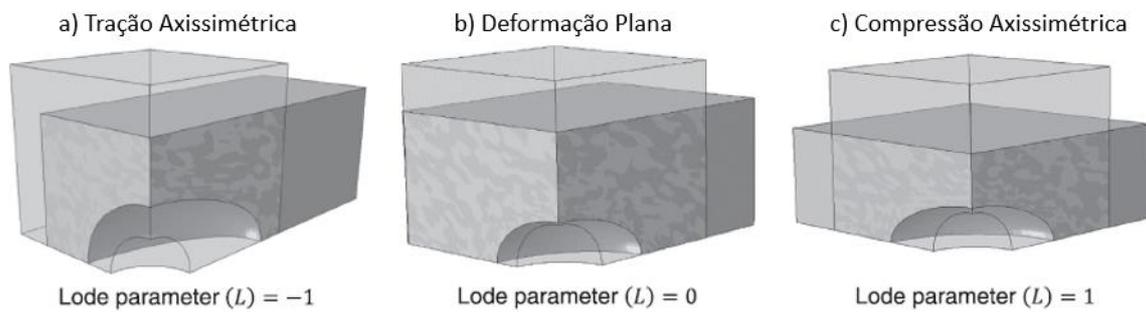


Figura 24 - Deformação de um material para  $t=1$  e influência do parâmetro de Lode na deformação. Adaptado de [23]

## 5. MODELO NUMÉRICO

A resolução numérica de um problema de engenharia pressupõe o domínio de todos os procedimentos de modelação, definindo todas as suas componentes geométricas, propriedades dos materiais e meios envolvidos, das condições de fronteira e das solicitações ou carregamentos a que este sistema se encontra sujeito [35].

É por isso essencial abordar cada uma destas etapas de forma rigorosa, uma vez que terão preponderância para o resultado final do trabalho desenvolvido. Contudo, antes de mais, é preciso conhecer com rigor o método de elementos finitos (**MEF**), que será utilizado na simulação numérica do capítulo 7.

### 5.1 Método de Elementos Finitos

O **Método de Elementos Finitos** é uma ferramenta poderosa na simulação e previsão do comportamento mecânico de tecidos biológicos [26]. Nesse sentido, a sua compreensão é fulcral para a área da simulação numérica e para a mecânica computacional.

A primeira referência conhecida deste método surgiu em 1960, através de Ray Clough, que no seu trabalho estabeleceu os procedimentos sistemáticos que servem de base à implementação computacional do mesmo. É a partir dos estudos desenvolvidos por Zienkiewicz e Cheung, em 1965 e 1967, que este método ganha uma projeção notável. É o trabalho conjunto destes autores que leva à criação do primeiro livro referente ao método de elementos finitos. Até aos dias de hoje, cada vez mais publicações e estudos têm sido lançados no âmbito desta temática [35].

Entende-se por Método de Elementos Finitos, ou apenas **MEF**, a modelação de um problema genérico que envolve meios contínuos, através da análise de partes discretas desses meios, para os quais é possível realizar uma formulação matemática do seu comportamento [35].

Para esta análise, estruturada por partes de forma a gerar um todo, dá-se o nome de **discretização**, sendo que para este processo é necessário conhecer cada elemento discreto – o **elemento finito** – e as leis matemáticas que permitem a análise do problema global. À passagem de escala da análise ao nível de cada elemento finito para a análise do todo dá-se o nome de **assemblagem**.

Este método é utilizado para encontrar soluções para problemas complexos que não possuem solução na forma analítica, sendo por isso um método numérico e não analítico. Este tipo de abordagens aproximadas são, por vezes, a única forma possível de se estudar um problema de engenharia. Uma maior complexidade de um problema de engenharia exigirá, então, recursos computacionais mais poderosos. Importa referir que a utilização deste método permite obter soluções aproximadas, pelo que sempre que possível este método deve ser validado por soluções analíticas. Contudo, o facto de nem sempre ser possível obter resultados analíticos faz com que a relevância deste método seja ainda maior.

### 5.1.2 Formulação do Problema Numérico

Para a resolução de problemas de engenharia através do Método de Elementos Finitos, é necessário especificar o domínio do sistema que se pretende analisar. Esse domínio é composto por um número finito de segmentos, áreas ou volumes mais pequenos – os elementos finitos. A divisão do domínio pelos elementos finitos designa-se **discretização**.

Estes elementos podem ter geometrias variadas. Em problemas unidimensionais (1D), utilizam-se segmentos como elementos finitos. Já em análises bidimensionais (2D), recorre-se a quadriláteros ou triângulos. Para análises tridimensionais (3D), utiliza-se hexaedros, tetraedros ou pentaedros.

A cada elemento finito corresponde um elemento, sendo que esse elemento possui nós de malha, que se encontram vulgarmente no vértice do mesmo, contudo, podem estar nas suas arestas, faces, ou no seu interior. Os nós pertencentes à fronteira entre dois elementos adjacentes têm, portanto, de ser comuns a todos os elementos que aí se encontrem. A precisão do MEF depende da quantidade, do tipo e do tamanho dos elementos da malha. Quanto mais refinados forem estes elementos (menor tamanho, maior número), maior precisão existirá nos resultados obtidos [35].

Para realizar uma análise numérica através do Método dos Elementos Finitos, é necessário percorrer três etapas distintas: (i) o **pré-processamento**, (ii) a **análise** e (iii) o **pós-processamento**.

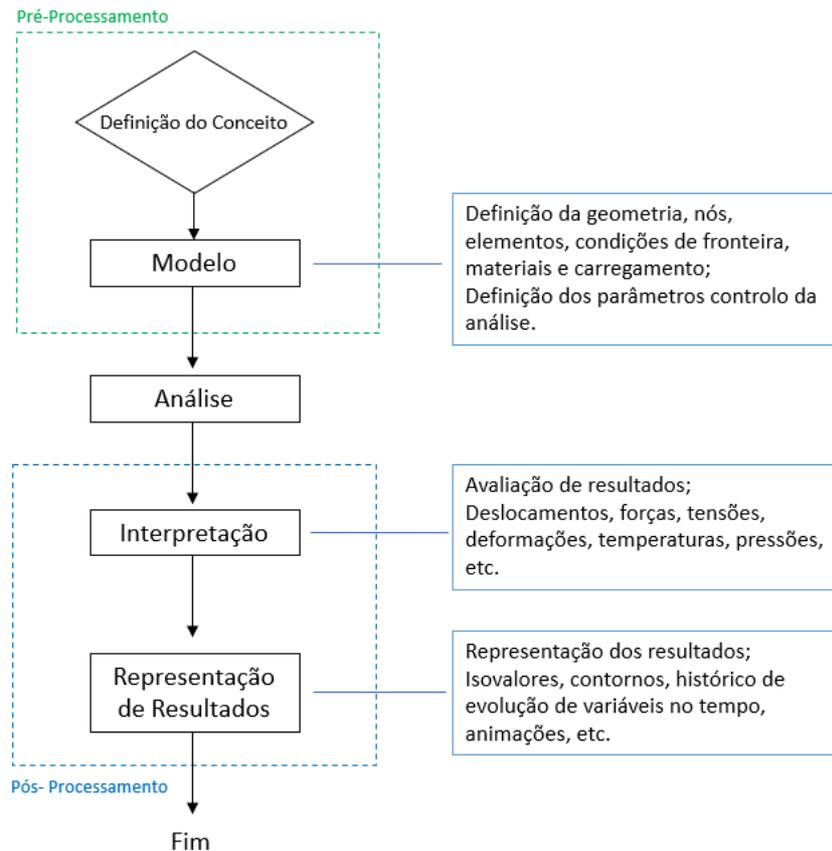


Figura 25 - Representação esquemática da metodologia de análise através do MEF. Adaptado de [35]

### 5.1.2.1 Pré-Processamento

A fase de pré-processamento consiste na construção do modelo geométrico a estudar e a definição dos carregamentos e das condições a que este será submetido. Primeiramente, é necessário então definir o modelo CAD que será introduzido no software de simulação numérica. Após este ter sido introduzido, devem-se modelar todas as propriedades mecânicas dos materiais que constituem este modelo. É nesta etapa que se gera a malha e os elementos finitos que serão necessários para o cálculo numérico. Por fim, aplicam-se os carregamentos e as restrições (ou condições de fronteira) a que esta estrutura modelada será submetida.

### 5.1.2.2 Análise / Solver

É nesta etapa que será realizada a análise numérica. Verifica-se inicialmente se existem erros gerados no pré-processamento. Caso isto não se venha a verificar, a análise decorrerá sem falhas, criando ficheiros de saída com os resultados obtidos.

### 5.1.2.3 Pós-Processamento

Após a realização da análise numérica, é necessário apresentar os dados requeridos pelo utilizador. É esse o objetivo do pós-processamento, que apresenta toda a informação obtida nos ficheiros de saída.

## 5.2 Modelos CAD

Para a obtenção de resultados rigorosos e correspondentes àquilo que realmente ocorre do ponto de vista biomecânico nos modelos numéricos que pretendem representar um implante dentário osseointegrado e um dente natural, foi necessário perceber como deveriam ser modeladas estas geometrias.

De modo a poupar tempo de processamento e simplificar a simulação computacional, pensou-se em estruturar **modelos bidimensionais (2D) e axissimétricos**. Uma vez que o implante apresenta uma geometria axissimétrica, procurou-se escolher um dente natural que apresentasse semelhante axissimetria, de modo que fizesse sentido recorrer a modelos 2D axissimétricos para representar tais problemas.

### 5.2.1 Modelo CAD do Dente Natural

Relativamente ao dente, escolheu-se modelar um incisivo central superior, uma vez que é o dente com maior simetria do sistema dentário. A tabela 1 apresenta as suas dimensões médias.

*Tabela 1 - Dimensões de um Dente incisivo Superior, em milímetros [3]*

<b>Incisivo Central Superior</b>	Comprimento Total	Comprimento da Coroa	Comprimento da Raiz	Diâmetro mesiodistal da Coroa	Diâmetro labiolingual da Coroa
<b>[mm]</b>	16,0	6,0	10,0	6,5	5,0

Após análise das dimensões deste tipo de dente, percebe-se que este não é totalmente axissimétrico. Assim sendo, simplificando as suas dimensões, modelou-se através do software *Autodesk Inventor Professional 2019* com as seguintes dimensões:

- Raio do dente: 3 mm
- Altura da raiz: 10 mm
- Altura da coroa: 5 mm

Relativamente à altura da coroa (correspondente à altura do esmalte com a dentina), esta é aproximadamente de 6 mm [3]. Contudo, como não foi representado o esmalte dentário nesta geometria, escolheu-se reduzir o valor da mesma para 5 mm.

Quanto ao ligamento periodontal, como foi dito anteriormente, a sua espessura (distância entre o dente e o osso) varia entre 0,15 e 0,38 mm num ser humano adulto [5]. De modo a modelar-se este componente com uma espessura uniforme ao longo do seu comprimento, optou-se por escolher um valor de 0,2 mm para a mesma.

Adjacente ao ligamento, encontra-se osso cortical. A espessura deste tecido ósseo varia entre 1 e 2 mm, pelo que se optou por uma geometria de espessura variável com valor médio de 1,5 mm. A restante zona será coberta por osso trabecular. A figura 26 apresenta o modelo CAD para o dente natural:

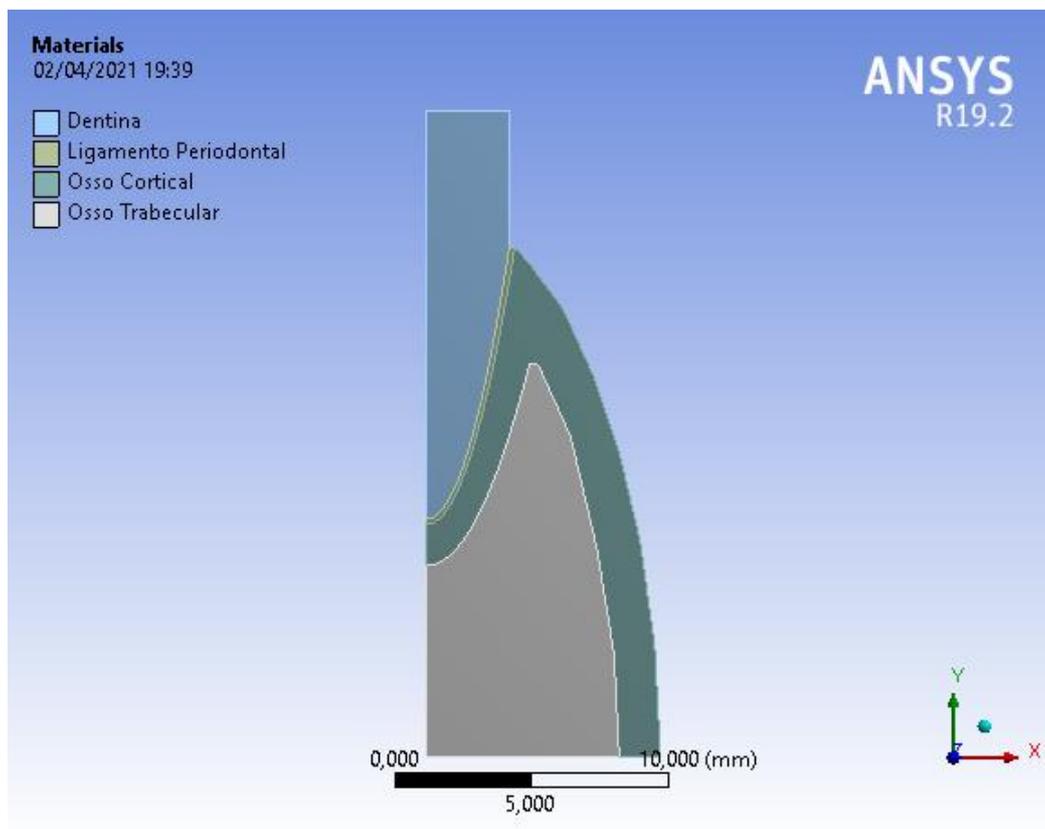


Figura 26 - Modelo CAD gerado no software Autodesk Inventor Professional relativo ao Dente Natural

### 5.2.2 Modelo CAD do Implante Dentário

Após ter sido definida a estrutura do sistema dente-ligamento-osso, foi necessário pensar qual a geometria para o implante dentário.

Como referido nos capítulos anteriores, existem diversas variedades de implantes diferentes, contudo, optou-se por utilizar uma geometria já existente de um implante Titamax® Ti (referência 109.303) da marca *Neodent*, adquirida pelo grupo *Straumann*, representando apenas a rosca do mesmo, uma vez que para uma análise 2D sujeita apenas a cargas axiais não é necessário representar a coroa do implante.



*Figura 27 - Rosca de titânio Titamax Ti da marca Neodent 4x11 mm escolhida [20]*

Esta rosca possui um diâmetro normalizado de 4 mm e um comprimento de 11 mm, pelo que o modelo CAD 2D gerado só contempla, por isso, a representação de um corte transversal do modelo.

O Implante Titamax® Ti da *Neodent* é produzido em Titânio comercial puro (Grau 4), e é utilizado para colocação em osso com qualidade óssea do tipo I ou II. Esta geometria permite uma grande expansão óssea aquando da sua colocação e é indicado para colocação em dentes incisivos, o que permite uma comparação direta com a geometria do dente natural escolhida. Segundo o fabricante, esta gama de implantes é indicada para procedimentos cirúrgicos em ossos de maxila ou mandíbula e proporciona apoio para componentes protéticos tais como dentes artificiais, restaurando a função de mastigação. Mais informações relativas a este implante através do catálogo do fornecedor estão disponíveis no ANEXO 1.

Relativamente ao osso, modelou-se uma camada mais externa de osso cortical com espessura variável entre 1,5 e 2 mm, sendo na zona mais interna coberta por osso esponjoso.

A figura 28 representa o modelo para o sistema implante-osso, criado através de *Autodesk Inventor Professional 2019*:

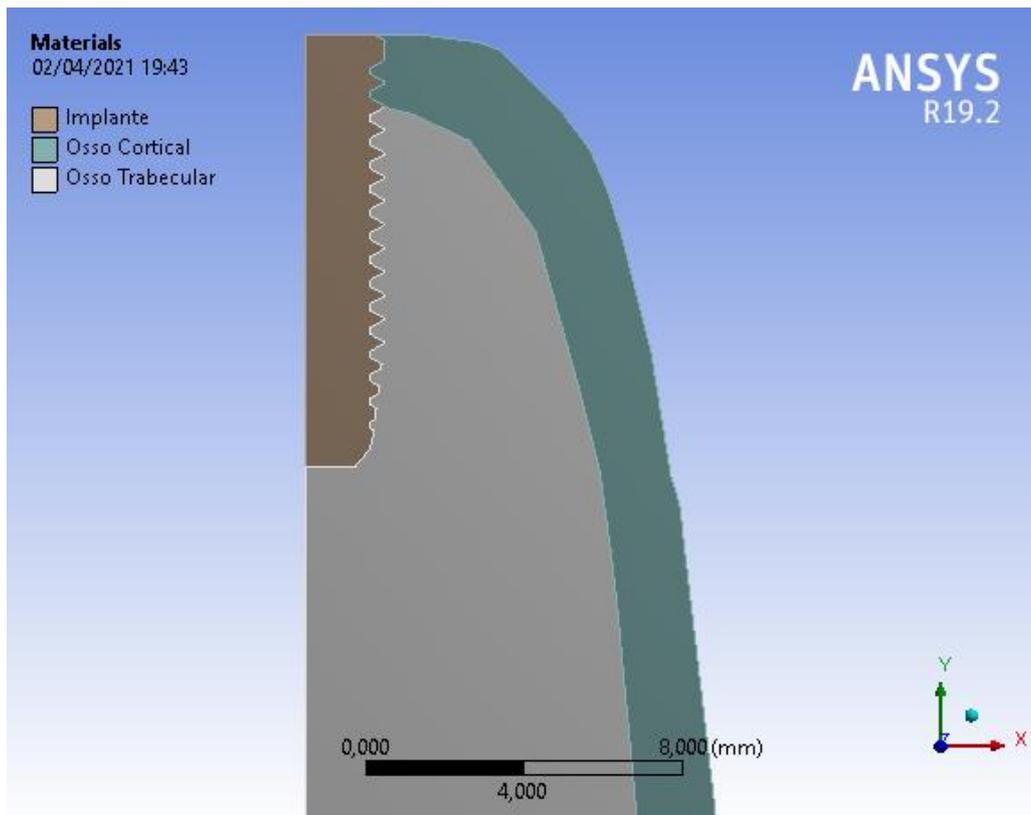


Figura 28 - Modelo CAD gerado no software Autodesk Inventor Professional relativo ao Implante Dentário

### 5.3 Biomecânica

A simulação numérica pressupõe a correta modelação das propriedades mecânicas de cada um dos materiais que compõem o modelo do dente natural e do implante dentário. As propriedades escolhidas para o osso cortical e trabecular são iguais em ambos os modelos. Relativamente ao dente natural, modelou-se a sua geometria de forma simplificada, apenas com as propriedades mecânicas da dentina e optou-se por dar especial atenção ao modelo matemático não linear do ligamento periodontal, que terá uma importância elevada na diferença entre o comportamento biomecânico do implante dentário em comparação com o dente.

#### 5.3.1 Propriedades Mecânicas Lineares

Gerados os modelos CAD necessários para a simulação numérica em *ANSYS Workbench*, é então necessário perceber quais as propriedades mecânicas necessárias para a implementação do modelo matemático pelo *Solver* deste *software*.

Assim sendo, à exceção do ligamento periodontal, todos os tecidos e estruturas foram consideradas lineares, sendo que os seus valores são apresentados na tabela 2.

*Tabela 2 - Propriedades Mecânicas Lineares dos Tecidos e Estruturas do sistema Osso-Implante e Osso-Dente [33]*

	<b>Módulo de Young, E (MPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson, <math>\nu</math></b>
<b>Osso Trabecular</b>	1 370	0,3
<b>Osso Cortical</b>	13 700	0,3
<b>Dentina</b>	18 600	0,31
<b>Titânio</b>	102 000	0,35

De salientar a diminuição de rigidez que ocorre no osso trabecular comparativamente ao osso cortical, uma vez que este é bastante mais esponjoso.

### **5.3.2 Modelo Matemático para o Ligamento Periodontal**

Para o estudo do funcionamento biomecânico existente num dente natural, há um aspeto cuja importância sobressai relativamente aos restantes. Esse aspeto consiste na ação que o ligamento periodontal desempenha neste sistema. A correta modelação deste tecido será um fator chave neste estudo. Assim sendo, importa perceber qual o comportamento do ligamento periodontal, bem como o seu papel na biomecânica do dente, quando este é submetido a carregamentos externos resultantes, por exemplo, do ato de mastigar.

Os primeiros modelos do Ligamento Periodontal assumiam o tecido como isotrópico, incompressível e linear elástico. Ainda hoje a maioria dos modelos construídos para o comportamento do ligamento periodontal assumem um comportamento isotrópico [28]. Tais conclusões eram claramente inválidas e não representavam corretamente a biomecânica adjacente a este tecido biológico [39].

Este ligamento é composto por fibras colágenas embebidas numa matriz, matriz essa composta por diversos componentes como água, glicoproteínas e proteoglicanos. Este ligamento é, portanto, não-homogéneo, devido à presença de várias substâncias no seu meio, contudo, para efeitos de análise numérica, tais efeitos serão desprezados. As suas fibras estão organizadas em camadas e agregadas pela camada de cemento e osso alveolar. Para a sua ação protetora do dente, encontram-se dispostas perpendicularmente a este [39].

A deformação a que este tecido é sujeito tem um papel fundamental no funcionamento do sistema dentário. Uma vez que este ligamento experiencia elevadas magnitudes de deformação, pode ser modelado como um **material hiperelástico**. Este modelo é eficaz em análises estáticas, ao contrário de análises dinâmicas, em que a dependência do fator tempo influencia as conclusões. Para análises dinâmicas, um modelo viscoelástico seria o mais adequado. Contudo, uma vez que este estudo se baseará numa análise estática, um modelo hiperelástico descreverá com precisão este ligamento.

O ligamento periodontal é essencialmente **anisotrópico**, devido à orientação preferencial das fibras colágenas. Sendo que estas fibras se dispõem perpendicularmente ao dente, pode-se assumir que o tecido se comporta segundo uma **isotropia transversa**, tendo por isso uma direção preferencial.

Um aspeto importante para a formulação de um modelo matemático correto para o ligamento periodontal pressupõe em assegurar que a resposta das fibras à tração é diferente daquela que ocorre à compressão. Isto deve-se ao facto de as fibras apenas suportarem carregamentos de tração, ao contrário da matriz que suporta reduzidas forças compressivas [39].

Assim sendo, o ligamento periodontal será modelado com um **modelo matemático hiperelástico anisotrópico**. Desta forma, as fibras terão uma orientação preferencial (isotropia transversa), sendo que a resposta do ligamento será diferente consoante a direção.

Utilizou-se um modelo matemático correspondente à função densidade energia de Helmholtz para descrever este modelo hiperelástico e anisotrópico. A energia de deformação envolvida no comportamento do ligamento periodontal apresenta uma componente **volumétrica**  $\Psi_{vol}$ , e uma componente **desviadora** e isocórica, através da ação das fibras colágenas  $\Psi_{dev}$ .

$$\Psi = \Psi_{vol}(J) + \Psi_{dev}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{a} \otimes \mathbf{a}, \mathbf{b} \otimes \mathbf{b}) \quad (5.1)$$

Relativamente ao primeiro componente da equação, corresponde à deformação volumétrica da matriz do ligamento, em que o seu comportamento pode ser assumido como isotrópico e unicamente em função do determinante do gradiente de transformação,  $J$ . Relativamente à segunda parcela da equação, esta é definida por dois vetores direcionais,  $\mathbf{a}$  e  $\mathbf{b}$ , e pelo determinante do tensor das deformações de Cauchy-Green direito  $\bar{\mathbf{C}}$ , já apresentado anteriormente. Este modelo criado possui duas famílias de fibras, ao passo que

o ligamento periodontal possui apenas uma família de fibras, pelo que um dos vetores do modelo matemático deverá ser nulo.

Relativamente à energia gerada pela deformação volumétrica e isotrópica da matriz do ligamento, esta é dada pela seguinte expressão:

$$\Psi_{vol}(J) = \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad (5.2)$$

Em que  $d$  corresponde ao **parâmetro de compressibilidade** do ligamento. A energia de deformação volumétrica é influenciada pelo parâmetro de compressibilidade, que não deverá ter um valor demasiado baixo, sob pena de gerar tensões fictícias demasiado elevadas no osso adjacente ao mesmo.

Uma vez que a componente de energia de deformação isotrópica deste tecido responde a variações de volume, optou-se por começar inicialmente por considerar  $d = 100$  MPa. O facto deste valor ser mais elevado proporcionará um menor contributo da matriz do ligamento na deformação. Ao longo do próximo capítulo irá ser apresentado um estudo de sensibilidade relativamente ao valor deste parâmetro.

Quanto à segunda parte da equação, esta corresponde à componente desviadora da energia de deformação  $\Psi_{dev}$ , em que a primeira parte  $(\sum_{i=1}^3 a_i(\bar{I}_1 - 3)^i + \sum_{j=1}^3 b_j(\bar{I}_2 - 3)^j)$  deriva da equação do modelo matemático para hiperelasticidade de Mooney-Rivlin, e a segunda parte da equação  $(\frac{c_1}{2c_2}(e^{c_2(\bar{I}_4-3)^2} - 1) + \frac{e_1}{2e_2}(e^{e_2(\bar{I}_6-3)^2} - 1))$  deriva do modelo matemático para materiais anisotrópicos hiperelásticos de Holzapfel-Gasser-Ogden.

$$\begin{aligned} & \Psi_{dev}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{a} \otimes \mathbf{a}, \mathbf{b} \otimes \mathbf{b}) \\ &= \sum_{i=1}^3 a_i(\bar{I}_1 - 3)^i + \sum_{j=1}^3 b_j(\bar{I}_2 - 3)^j \\ &+ \frac{c_1}{2c_2}(e^{c_2(\bar{I}_4-3)^2} - 1) + \frac{e_1}{2e_2}(e^{e_2(\bar{I}_6-3)^2} - 1) \end{aligned} \quad (5.3)$$

Relativamente aos pseudo-invariantes, estas são dados pelas seguintes expressões:

$$\bar{I}_1 = \text{tr} \bar{\mathbf{C}} \quad (5.4)$$

$$\bar{I}_2 = \frac{1}{2}(\text{tr}^2 \bar{\mathbf{C}} - \text{tr} \bar{\mathbf{C}}^2) \quad (5.5)$$

$$\bar{I}_4 = \mathbf{a} \cdot \bar{\mathbf{C}} \mathbf{a} \quad (5.6)$$

$$\bar{I}_6 = \mathbf{b} \cdot \bar{\mathbf{C}}\mathbf{b} \quad (5.7)$$

A componente anisotrópica do ligamento é influenciada pelo segundo termo da equação, sendo os vetores  $\mathbf{a}$  e  $\mathbf{b}$  responsáveis pela diferente resposta direcional do mesmo. Sabendo que as fibras são tracionadas perpendicularmente ao dente, define-se então o vetor  $\mathbf{a}$  na direção Ox do modelo, que pretende representar a **direção de funcionamento das fibras**.

Por sua vez, o modelo de material anisotrópico hiperelástico escolhido pressupõe a existência de duas famílias de fibras, o que não é o caso do PDL. Assim, de modo a suprimir a segunda família de fibras, que neste caso, não existe, o vetor  $\mathbf{b}$  será nulo, dependendo este modelo apenas de um vetor  $\mathbf{a}$ .

Analisando a componente desviadora da energia de deformação do ligamento periodontal  $\Psi_{dev}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{a} \otimes \mathbf{a}, \mathbf{b} \otimes \mathbf{b})$ , importa realçar que a sua resposta será dependente da direção imposta ao vetor direcional  $\mathbf{a}$ , dos pseudo-invariantes  $\bar{I}_1, \bar{I}_2, \bar{I}_4, \bar{I}_6$  e dos seus parâmetros  $c_1, c_2, e_1, e_2$ . Definiram-se os seguintes parâmetros para a energia de deformação anisotrópica proveniente das fibras do ligamento:

Tabela 3 - Parâmetros do Modelo Matemático para as Fibras do Ligamento Periodontal, em Megapascal (MPa)

$a_1$	$a_2$	$b_1$	$b_2$	$c_1$	$c_2$	$e_1$	$e_2$
1	0	0	0	40	10	0	0

Substituindo os parâmetros da componente desviadora da função densidade-energia de Helmholtz, temos a seguinte expressão simplificada:

$$\Psi_{dev}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{a} \otimes \mathbf{a}, \mathbf{b} \otimes \mathbf{b}) = \sum_{i=1}^3 0,01(\bar{I}_1 - 3)^i + 2(e^{10(\bar{I}_4 - 3)^2} - 1) \quad (5.8)$$

Relativamente ao parâmetro  $a_1$ , este está associado à energia de deformação de um modelo hiperelástico de Neo-Hookean e o seu valor influenciará a influência das fibras na deformação do ligamento.

$$\Psi_{Neo-Hookean} = a_1(\bar{I}_1 - 3) \quad (5.9)$$

Esta constante está relacionada com o valor do módulo de corte de um material ( $\mu$ ).

$$a_1 = \frac{\mu}{2} \quad (5.10)$$

Assume-se um valor de  $a_1 = 1$ . A componente isotrópica do ligamento periodontal apresenta pouco relevo e assim as fibras terão maior preponderância no modelo numérico. O parâmetro  $a_1$  do modelo matemático do ligamento periodontal influencia significativamente

a diferença entre o comportamento da matriz e das fibras do ligamento. O facto de ser reduzido confere menor capacidade de deformação ao ligamento, aumentando o contributo das fibras e reduzindo o da matriz.

Os parâmetros  $c_1, c_2$  influenciarão a rigidez das fibras. Assim sendo, optou-se por utilizar valores bastante mais elevados comparativamente aos outros parâmetros da equação, de modo a conferir a rigidez e a maior influência das fibras neste modelo matemático.

Uma vez que o vetor  $\mathbf{a}$  está associado à direção das fibras, o comportamento destas será ao longo da direção Ox do modelo. Desta forma, os parâmetros  $c_1, c_2$  estão associados ao vetor  $\mathbf{a}$ .

Assim, uma vez que a energia de deformação da componente anisotrópica deriva única e exclusivamente da ação das fibras do ligamento ao longo do eixo Ox, não deverá estar associada nenhuma energia de deformação no termo  $\frac{e_1}{2e_2} (e^{e_2(\bar{I}_6-3)^2} - 1)$ . Assim se explica que os parâmetros  $e_1, e_2$  sejam nulos, uma vez que o 6º pseudoinvariante  $\bar{I}_6$  está associado ao produto do vetor  $\mathbf{b}$ , sendo este nulo. Deste modo, como só há uma família de fibras, estas estão definidas para responder apenas no eixo Ox. A figura seguinte apresenta o código gerado graças ao recurso “*commands*” do ANSYS, utilizado para o ligamento periodontal:

```

/prep7

TBDELE,ALL,matid

TB,AHYPER,matid,1,10,EXP
TBDATA,1,1 !A1
TBDATA,2,0 !A2
TBDATA,3,0 !A3
TBDATA,4,0 !B1
TBDATA,5,0 !B2
TBDATA,6,0 !B3
TBDATA,7,40 !C1
TBDATA,8,10 !C2
TBDATA,9,0 !E1
TBDATA,10,0 !E2

TB,AHYPER,matid,1,1,PVOL
TBDATA,1,100 !D parâmetro de compressibilidade

TB,AHYPER,matid,1,3,AVEC !Vetor direção X
TBDATA,1,1
TBDATA,2,0
TBDATA,3,0

TB,AHYPER,matid,1,3,BVEC !Vetor direção Y
TBDATA,1,0
TBDATA,2,1
TBDATA,3,0

```

```

TB,AHYPER,matid,1,10,EXP
TBDATA,1,1 !A1
TBDATA,2,0 !A2
TBDATA,3,0 !A3
TBDATA,4,0 !B1
TBDATA,5,0 !B2
TBDATA,6,0 !B3
TBDATA,7,40 !C1
TBDATA,8,10 !C2
TBDATA,9,0 !E1
TBDATA,10,0 !E2

```

Componente da energia de deformação isocórica e anisotrópica das fibras do ligamento periodontal

```

TB,AHYPER,matid,1,1,PVOL
TBDATA,1,100 !D parâmetro de compressibilidade

```

Componente da energia de deformação volumétrica e isotrópica da matriz do ligamento periodontal;

```

TB,AHYPER,matid,1,3,AVEC !Vetor direção X
TBDATA,1,1
TBDATA,2,0
TBDATA,3,0

TB,AHYPER,matid,1,3,BVEC !Vetor direção Y
TBDATA,1,0
TBDATA,2,1
TBDATA,3,0

```

Caracterização da direção de isotropia transversa preferencial para as fibras em Ox

Figura 29 - Modelo Matemático para representar o comportamento do Ligamento Periodontal

Analisando o modelo matemático criado através da figura 29, percebe-se que a primeira parte (sombreado verde) corresponde à introdução dos parâmetros necessários para a equação utilizada para representar a energia de deformação gerada pela componente desviadora do ligamento. A segunda parte (sombreado azul) remete para a componente volumétrica e isotrópica, definindo-se o valor para o parâmetro de compressibilidade. Já a última parte (sombreado vermelho) define a direção dos vetores **a** (AVEC) e **b** (BVEC), sendo que o primeiro corresponde à direção das fibras e o segundo é nulo uma vez que as fibras têm apenas uma direção preferencial, assumida ao longo do eixo Ox.

#### 5.4 Pré-tensão das fibras do ligamento

As fibras do ligamento periodontal respondem mecanicamente a solicitações de tração, podendo responder a cargas de compressão, mas estas desempenham um papel de pouco relevo [39]. Ainda, verifica-se que no seu estado natural e na ausência de carregamentos externos sobre o dente, as fibras do ligamento periodontal já se encontram pré-tensionadas, i.e., as tensões nas fibras são não-nulas. Esta **pré-tensão inicial** e natural deve, assim, ser introduzida no modelo numérico, de modo prévio ao carregamento externo sobre o dente. Assim, é necessário encontrar um procedimento para impor um estiramento inicial destas fibras, de modo a garantir que estas acumulem a energia de deformação necessária, e à qual corresponda o nível de pré-tensão natural pretendido.

Uma vez que não se encontrou bibliografia que demonstre qual o valor de pré-tensão nas fibras do ligamento periodontal, procurou-se obter valores de pré-tensão para outros componentes biológicos. Estudos realizados com outros componentes biológicos admitem valores de pré-tensão em ligamentos do joelho até 0,5 MPa [6]. Quanto maior a pré-tensão, maior será a resposta à tração das fibras, uma vez que estas são a componente mais relevante para o comportamento do ligamento e são incompressíveis. Importa salientar que o valor escolhido não deve ser demasiado elevado de modo a não induzir tensões fictícias desnecessárias ao osso cortical adjacente. O objetivo é que exista um estiramento significativo das fibras e um reduzido estiramento da matriz do ligamento após o pré-tensionamento das fibras. O valor da pré-tensão imposta será dado pela tensão normal  $\sigma_{xx}$ , uma vez que as fibras atuam ao longo do eixo Ox.

Assumiu-se então um **valor médio de pré-tensão** – uma vez que este valor não é constante em toda a região do PDL - de **0,20 MPa**. Para aplicar a pré-tensão, será necessário impor uma condição térmica (ainda que apenas como artifício meramente numérico).

Através de um valor médio de pré-tensão de 0,20 MPa, verificaram-se os valores médios ao longo do PDL para as tensões normais  $\sigma_{xx}$ ,  $\sigma_{yy}$  e  $\sigma_{zz}$ . Enquanto  $\sigma_{xx}$  estará relacionado com o valor de pré-tensão das fibras,  $\sigma_{yy}$  e  $\sigma_{zz}$  correspondem às tensões que não estão associadas à direção das fibras, devendo estes ser bastante menores que  $\sigma_{xx}$  devido à maior rigidez das fibras no modelo matemático. Assinalam-se os seguintes valores médios das tensões normais ao longo da região do ligamento, após impor uma pré-tensão média (a equação matemática para o valor médio de pré-tensão será apresentada no capítulo 6) de **0,20 MPa**, através da tabela 4:

Tabela 4 – Valor Médio da Tensão Normal após aplicação da contração térmica no Ligamento Periodontal

Tensão Normal	$\overline{\sigma_{xx}}$	$\overline{\sigma_{yy}}$	$\overline{\sigma_{zz}}$
Valor Médio [MPa]	0,20	0,08	0,08

Com um valor médio de pré-tensão de 0,20 MPa, as tensões  $\sigma_{yy}$  e  $\sigma_{zz}$  são bastante inferiores a  $\sigma_{xx}$ , conforme pretendido. Deste modo, as tensões nas fibras são significativamente superiores àquelas que ocorrem nas restantes direções do ligamento.

Importa reforçar novamente que um dos motivos tomados em conta para arbitrar inicialmente este valor foi o facto de não ter sido possível encontrar bibliografia concreta acerca de valores de pré-tensão para este ligamento (periodontal). No próximo capítulo far-se-á um estudo de sensibilidade deste parâmetro, de modo a validar este valor escolhido.

## 5.5 Estudo de Malha

No que se refere à malha de elementos finitos utilizada nas simulações numéricas realizadas, optou-se por se utilizarem elementos quadrangulares quadráticos com uma dimensão média de 0,1 mm. Em geral, os elementos quadráticos garantem maior rigor nos resultados numéricos obtidos. Utilizou-se uma malha apropriada de *Nonlinear Mechanical* para o Dente (reproduzindo com maior precisão a não-linearidade do PDL) e *Linear Mechanical* para o Implante. O elemento é **axissimétrico** e de tamanho bastante reduzido. Uma vez que a

simulação será 2D, será possível obter malhas refinadas mantendo controlado o tempo de cálculo global da simulação.

Tabela 5 - Propriedades da Malha gerada para os modelos do Dente Natural e Implante Dentário

<b>Ordem de Elemento</b>	Quadrático
<b>Tamanho do Elemento</b>	0,1 mm
<b>Tipo de Elemento</b>	Quadriláteros

Assim, geraram-se malhas de elementos finitos com as seguintes características, em termos de número de nós e de elementos para cada um dos modelos:

Tabela 6 – Número de Nós e Elementos em cada modelo CAD

	<b>Dente Natural</b>	<b>Implante Dentário</b>
<b>Nós</b>	45126	74198
<b>Elementos</b>	14859	24647

## 5.6 Condições de Fronteira e Contactos

### 5.6.1 Contactos

Inseriram-se manualmente todas as regiões de contacto em ambos os modelos. Todos estes contactos foram colocados como *Bonded*, assumindo que todos os materiais estavam fixos entre si. Importa realçar que se considerou que existe entre o implante dentário e o tecido ósseo uma osseointegração total.



Figura 30 - Contactos gerados entre os materiais do Dente Natural no ANSYS Workbench

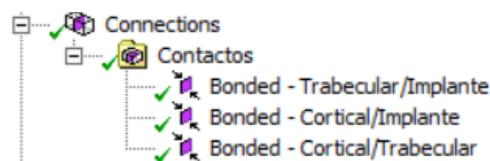


Figura 31 - Contactos gerados entre os materiais do Implante Dentário no ANSYS Workbench

### 5.6.2 Condições fronteira e Carregamento

Relativamente às restrições utilizadas, introduziu-se uma condição de “*Displacement*”, em que ao longo do eixo Ox é livre. Ao longo do eixo Oy, o deslocamento é nulo.

Uma vez que a análise a realizar será estática, é necessário quantificar a magnitude do carregamento axial no dente e implante dentário. Analisou-se o valor da força gerada na mastigação humana. Como foi dito anteriormente, os valores médios da magnitude do carregamento no dente variam entre 70 N a 150 N [28].

A magnitude do carregamento varia consoante o indivíduo, o alimento que está a mastigar e outras condições. Assim, assumiu-se um valor referência de solicitação de carga de 100 N, aplicado axialmente ao dente e ao implante dentário.

As figuras 32 e 33 representam o ponto e a magnitude de aplicação deste carregamento em ambos os modelos:

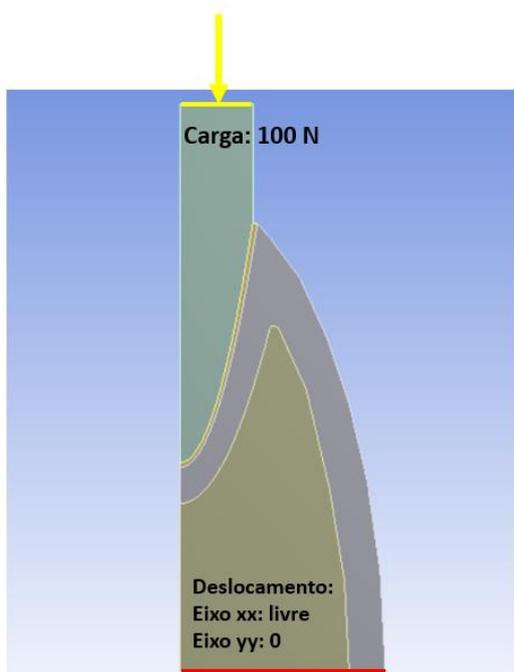


Figura 32 - Restrições e Carregamento no Dente Natural

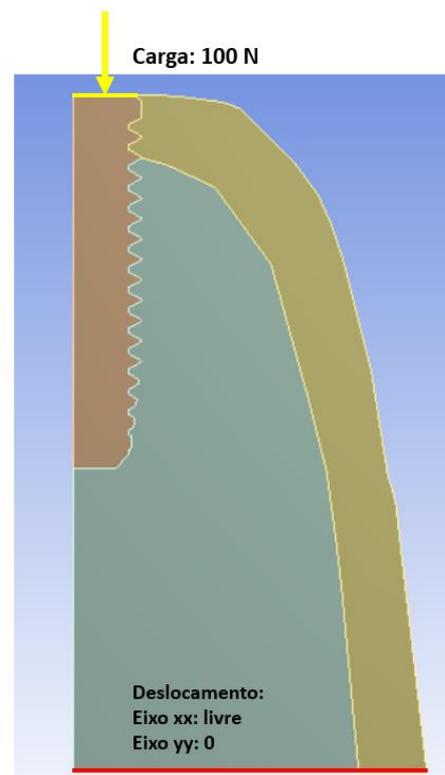


Figura 33 - Restrições e Carregamento no Implante Dentário

## 6. DISCUSSÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS

### 6.1 Validação do Modelo Numérico para o Ligamento Periodontal

A importância do modelo matemático do ligamento periodontal já foi realçada ao longo do capítulo anterior. Contudo, antes de analisar ao pormenor os campos de tensão e de deformação e respetivas diferenças em ambos os modelos (implante dentário e dente natural), importa fazer um estudo sensibilidade a alguns dos parâmetros do modelo numérico criado para o PDL e de que modo os valores dos parâmetros atribuídos influenciam os resultados. Não foi possível encontrar estudos publicados com valores para os parâmetros do modelo numérico anisotrópico hiperelástico idealizado. Dessa forma, no capítulo anterior procurou selecionar-se, com base na análise dos resultados numéricos, valores para os parâmetros de modo a permitir ao ligamento desempenhar o seu comportamento biomecânico da forma mais aproximada possível ao seu comportamento real.

Deste modo, este subcapítulo servirá para validar o comportamento biomecânico que se conhece que o ligamento periodontal apresenta, discutindo as respetivas diferenças quando se alteram determinados parâmetros do modelo ou quando se suprime o modelo matemático anisotrópico deste tecido.

Como já mencionado anteriormente, importa perceber alguns pressupostos que serviram de base para a modelação das propriedades do ligamento periodontal:

- Este tecido é anisotrópico, uma vez que apresenta propriedades mecânicas diferentes consoante a direção [39]. Assim, na direção das fibras, o ligamento deverá apresentar maior rigidez comparativamente às restantes direções. Na prática, isto traduz-se num valor de tensão normal  $\sigma_{xx}$  significativamente superior a  $\sigma_{yy}$  e  $\sigma_{zz}$  após a aplicação de um carregamento.
- As fibras apresentam energia armazenada (i.e. uma pré-tensão) antes da aplicação de qualquer carregamento, daí terem sido submetidas a uma pré-tensão. Isto significará que após a aplicação da contração térmica, o valor da tensão normal  $\sigma_{xx}$  terá de ser superior a 0 de modo que estas já tenham uma pré-tensão acumulada antes de qualquer carregamento. Este valor  $\sigma_{xx}$  também deverá ser significativamente superior a  $\sigma_{yy}$  e  $\sigma_{zz}$  imediatamente antes da aplicação do carregamento (após a aplicação da pré-tensão nas fibras), traduzindo o maior relevo que estas apresentam neste tecido.

- O ligamento periodontal, à semelhança de outros tecidos biológicos, apresenta baixa resposta à compressão e uma elevada capacidade de tração. Assim, analisando a tensão volumétrica média  $\sigma_m$  nesta estrutura, o valor desta variável não deverá sofrer alterações profundas quando o dente é submetido a cargas de compressão. Uma vez que o ligamento será pré-tensionado, deverá responder à tração em todos os seus pontos e a componente hidrostática (tensão volumétrica média) deverá ter valores positivos.

Assim, este modelo do PDL garantirá um comportamento biomecânico próximo daquilo que se verifica na realidade.

### 6.1.1 Pré-tensão nas fibras do ligamento

Como foi abordado no capítulo anterior, e uma vez que o objetivo é dotar as fibras de energia armazenada antes da aplicação do carregamento, conferindo-lhes maior rigidez, optou-se por arbitrar um **valor médio de pré-tensão** (uma vez que este valor não é constante ao longo de toda a região do ligamento) nas fibras de **0,20 MPa**. O valor médio da pré-tensão  $\overline{\sigma_{xx}}$  é obtido diretamente pelo *software* através da seguinte expressão:

$$\overline{\sigma_{xx}} = \frac{\sum \sigma_{xx} V}{\sum V} \quad (6.1)$$

Em que  $V$  corresponde ao volume de dada região. Assim, pode-se generalizar uma equação que dará o valor médio para qualquer tipo de tensão  $\sigma_{ii}$  ao longo da região do ligamento periodontal.

$$\overline{\sigma_u} = \frac{\sum \sigma_{ii} V}{\sum V} \quad (6.2)$$

De modo a suprir a ausência de bibliografia sobre valores de pré-tensão nas fibras do PDL, testaram-se outros valores para a pré-tensão média nas fibras, nomeadamente 0,05 MPa. Não se testou nenhum valor superior a 0,20 MPa uma vez que este valor já proporcionava um estado de tensão no PDL adequado com aquilo que se pretendia à partida. Assim, não fazia sentido usar um valor ainda maior que poderia induzir tensões desnecessárias, tanto no ligamento, como nas suas estruturas adjacentes.

Para uma pré-tensão média de 0,20 MPa, as fibras terão maior preponderância no modelo numérico uma vez que  $\sigma_{xx}$  se distancia mais dos valores de  $\sigma_{yy}$  e  $\sigma_{zz}$ .

Tabela 7 – Valores Médios da Tensão Normal (MPa) após aplicação de diferentes valores de pré-tensão no Ligamento

Pré-Tensão - $\overline{\sigma_{xx}}$	$\overline{\sigma_{yy}}$	$\overline{\sigma_{zz}}$	$\overline{\sigma_m}$
<b>0,05</b>	0,02	0,03	0,04
<b>0,20</b>	0,08	0,08	0,12

Para um valor médio de pré-tensão imposta nas fibras mais reduzido (0,05 MPa), os valores de  $\sigma_{yy}$  e  $\sigma_{zz}$  são demasiado altos quando comparado ao das fibras, o que parece ser uma consequência numérica indesejada. Quando se aumenta o valor da pré-tensão, o valor de  $\sigma_{xx}$  tende a distanciar-se de  $\sigma_{yy}$  e  $\sigma_{zz}$ , indo de encontro àquilo que se pretende – maior influência das fibras, modeladas ao longo de Ox. Assim, fará mais sentido impor uma pré-tensão superior, neste caso de 0,20 MPa.

### 6.1.2 Análise da Influência do Modelo Numérico Criado

De modo a validar o comportamento do ligamento, estudaram-se os valores para a tensão normal nas fibras do ligamento  $\sigma_{xx}$  e ao longo das restantes direções em que as fibras não atuam,  $\sigma_{yy}$  e  $\sigma_{zz}$ , após a aplicação de um carregamento.

Uma vez que as fibras têm uma preponderância significativa no desempenho biomecânico do dente, espera-se que as tensões ao longo do eixo Ox aumentem com o carregamento imposto, ao passo que se espera que nas restantes direções do ligamento, estas tensões diminuam (devido à compressibilidade que a matriz apresenta). Por outro lado, o ligamento deverá, no final do carregamento, apresentar uma tensão volumétrica média  $\sigma_m > 0$ , demonstrando a resposta das fibras exclusivamente à tração.

Com a pré-tensão inicial de 0,20 MPa, após a aplicação do carregamento de 100 N no dente, a tensão volumétrica média varia entre aproximadamente de 0,05 MPa até 0,25 MPa. De realçar, mais uma vez, que este valor nunca é inferior a 0, tal como seria esperado.

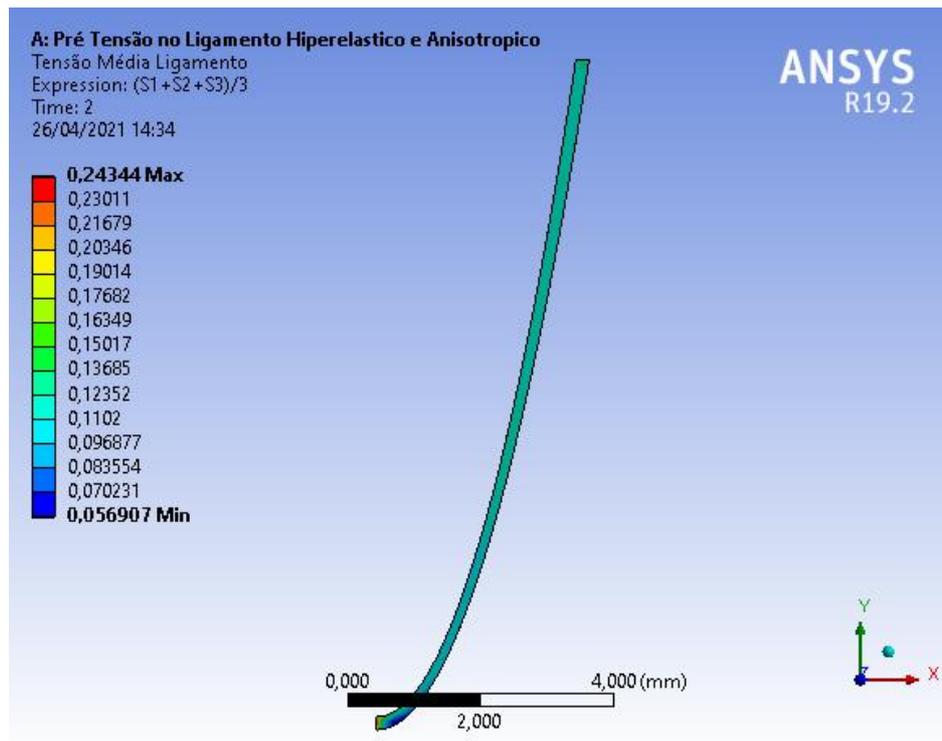


Figura 34 - Tensão Volumétrica Média no Ligamento Periodontal após o carregamento de 100 N

Importa também perceber em que regiões o ligamento apresenta uma resposta a tração e à compressão. Como foi visto no capítulo 4, um estado de tensão em que a componente hidrostática responde à **tração** ocorrerá quando  $\sigma_m > 0$ . Por sua vez, quando a componente hidrostática apresenta uma resposta à **compressão**, ter-se-á  $\sigma_m < 0$ .

Como se observa pela figura 34, todas as regiões do ligamento apresentam uma resposta à tração, já que a tensão volumétrica média é positiva em todas as regiões deste tecido. Uma vez que as fibras do ligamento desempenham uma função mais relevante que a matriz, é expectável que o ligamento apresente comportamento à tração após ser carregado. Assim, os resultados obtidos corroboram tal pressuposto do funcionamento biomecânico do PDL.

Por sua vez,  $\sigma_{xx}$  deverá ser superior aos valores de tensões geradas nas restantes direções,  $\sigma_{yy}$  e  $\sigma_{zz}$  após o carregamento. Deste modo, retirou-se o valor médio (a tensão normal em cada direção não é constante em toda a região) de cada uma destas tensões na região do ligamento periodontal.

Tabela 8 – Valores médios da Tensão Normal na região do Ligamento Periodontal após a aplicação do carregamento de 100 N

Tensão Normal	$\overline{\sigma_{xx}}$	$\overline{\sigma_{yy}}$	$\overline{\sigma_{zz}}$
Valor Médio [MPa]	1,58	-0,54	-0,70

Como se pode verificar, a componente da tensão na direção das fibras  $\sigma_{xx}$  é bastante superior às componentes  $\sigma_{yy}$  e  $\sigma_{zz}$ , para além de assumir valores positivos (devido à resposta das fibras à tração), como seria expectável.

### 6.1.3 Comparação do Modelo Anisotrópico com um Modelo Isotrópico

Caso a componente anisotrópica do comportamento mecânico do PDL não fosse considerada no modelo constitutivo adotado no modelo numérico, procurou-se verificar as diferenças nas tensões entre este e um modelo isotrópico do PDL com,  $E = 1 \text{ MPa}$  e  $\nu = 0,45$  [17].

Através da supressão do modelo numérico anisotrópico do ligamento e mantendo um valor de pré-tensão média ( $\overline{\sigma_{xx}}$ ) nas fibras de 0,20 MPa, a tensão volumétrica média verificada é apresentada na figura 35.

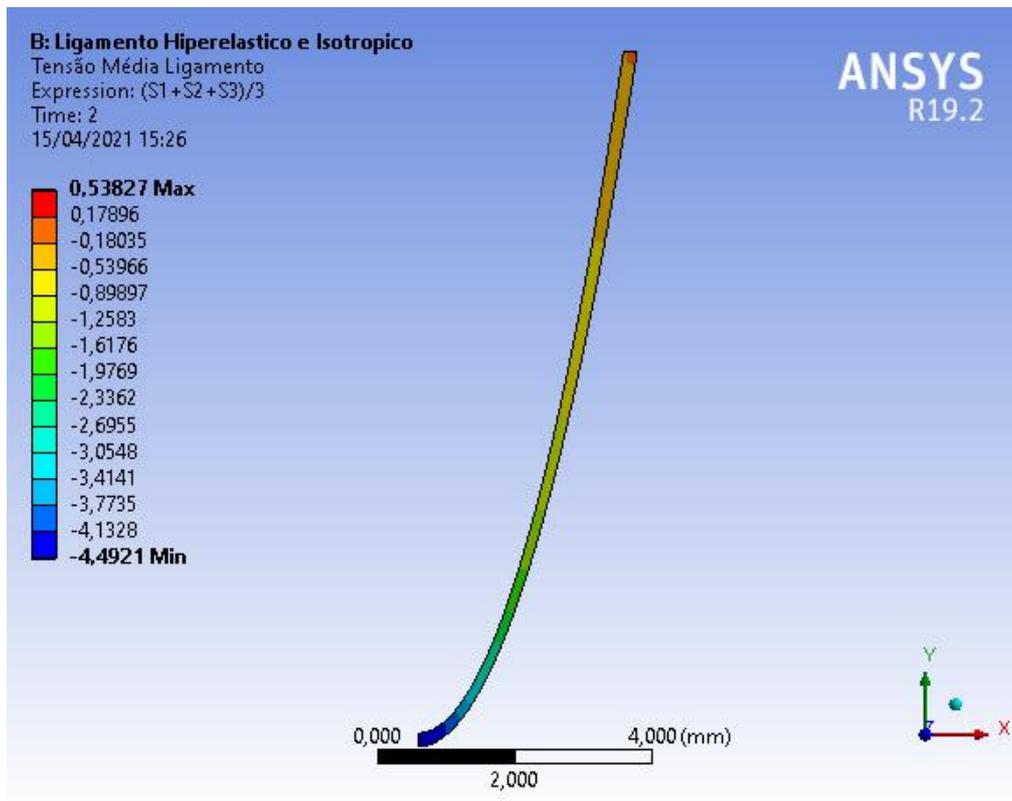


Figura 35 – Tensão Volumétrica Média no Ligamento Periodontal Isotrópico após a aplicação do carregamento de 100 N

Como se percebe pela figura 35, os resultados são substancialmente diferentes caso se retire o modelo anisotrópico. Analisando o estado de tensão, verifica-se que a componente hidrostática apresenta uma predominância de regiões com resposta à compressão, o que se traduz numa consequência numérica indesejada, uma vez que não corresponde ao comportamento biomecânico real do PDL. Analisando o valor médio das tensões normais, também se conclui que estas são substancialmente diferentes aos valores gerados pelo modelo anisotrópico.

Tabela 9 - Diferenças apresentadas no valor médio das Componentes da Tensão Normal entre o Modelo Anisotrópico e Isotrópico após o carregamento de 100 N

	Tensão Normal	$\overline{\sigma_{xx}}$	$\overline{\sigma_{yy}}$	$\overline{\sigma_{zz}}$
<b>Modelo Anisotrópico</b>	Valor Médio [MPa]	1,58	-0,54	-0,70
<b>Modelo Isotrópico</b>	Valor Médio [MPa]	-1,18	-1,32	-1,34

Como se pode concluir, no final do carregamento, o valor de  $\sigma_{xx}$  é substancialmente diferente nos dois modelos. Um modelo isotrópico pressupõe a não existência de fibras, uma vez que as propriedades do PDL não variam consoante a direção. Por sua vez, ao analisar o valor de  $\sigma_{xx}$  no modelo anisotrópico, este é completamente oposto àquele que se verifica no modelo isotrópico. Desta forma, a modelação correta das fibras do PDL através de um modelo numérico anisotrópico revela-se essencial para a correta modelação deste tecido.

#### 6.1.4 Estudo de Sensibilidade da Influência do Parâmetro de Compressibilidade

A energia de deformação derivada da componente volumétrica do modelo numérico do PDL será tanto maior quanto menor for o parâmetro de compressibilidade,  $d$ .

Atendendo a que este tipo de tecidos biológicos são bifásicos, com uma fase líquida e outra sólida, é de esperar que os fluídos possam sair e voltar a entrar consoante o carregamento imposto. Assim, de modo a mimetizar este efeito, a contribuição da componente volumétrica para a energia de formação deverá ser minimizada. Desta forma, de modo a retirar preponderância à componente volumétrica na energia de deformação do PDL, será importante arbitrar um valor suficiente alto para este parâmetro  $d$ , de modo que tal se verifique.

Efetuuou-se um estudo de sensibilidade do parâmetro  $d$ , alterando o valor do mesmo e comparando os resultados das tensões na região ligamentosa com o parâmetro inicial admitido para o mesmo ( $d = 100$ ).

O facto do valor admitido inicialmente ser de  $d = 100$  justifica-se de modo a garantir que a matriz apresenta compressibilidade significativa, sendo esta compressibilidade resultante da saída de fluídos do interior dos tecidos, no caso dos ligamentos periodontais. Por sua vez, o ligamento periodontal é um tecido biológico poroso (composto pelas fibras e pela matriz, tendo a matriz uma componente de água e de outras substâncias significativa). Uma matriz totalmente incompressível a juntar às fibras incompressíveis levaria a que o contributo da deformação da matriz para o ligamento fosse bastante mais significativo, o que não é o caso, uma vez que se pretende dar um menor contributo à matriz no modelo numérico.

Deste modo, reduziu-se o valor deste parâmetro 100 vezes, ficando  $d = 1$ , e manteve-se a mesma pré-tensão nas fibras. Para  $d = 1$ , a tensão volumétrica média do ligamento é apresentada na figura 36:

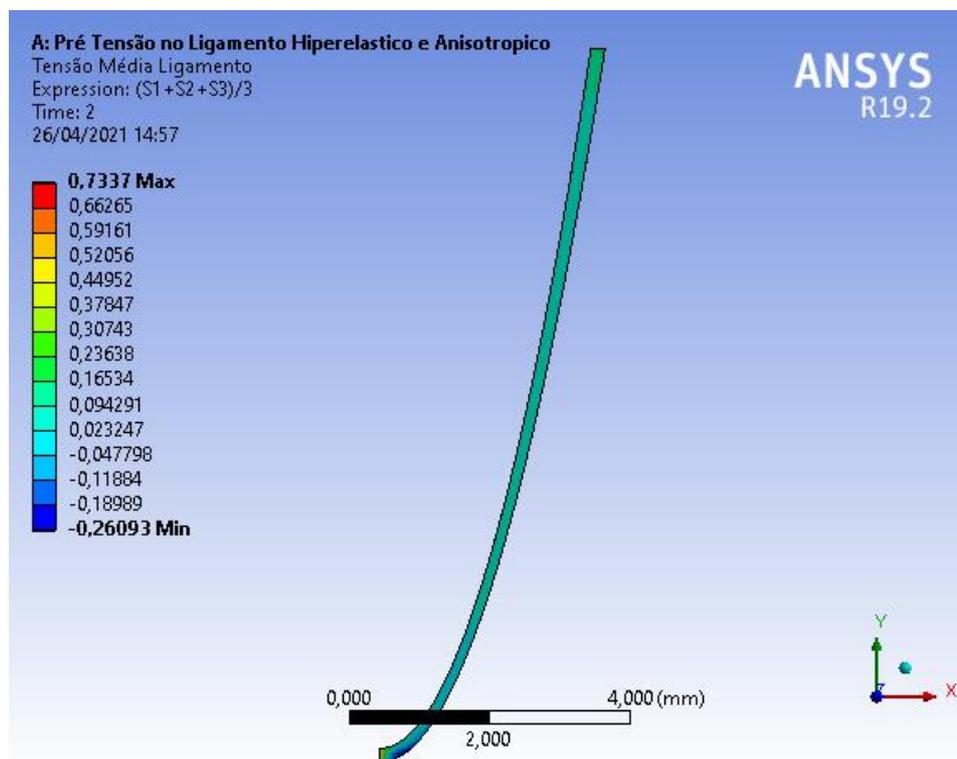


Figura 36 - Tensão Volumétrica Média no Ligamento Periodontal com um Modelo Anisotrópico e um parâmetro de compressibilidade  $d=1$  após o carregamento de 100 N

A redução do parâmetro  $d$  para valores 100 vezes inferiores aumenta as tensões presentes no ligamento, o que não é desejável do ponto de vista numérico. Além disso, este fica com algumas regiões com resposta à compressão ( $\sigma_m < 0$ ), o que apresenta outra desvantagem numérica comparativamente à utilização de um parâmetro de compressibilidade superior.

Tabela 10 - Diferenças apresentadas no valor médio das Componentes da Tensão Normal na variação do parâmetro  $d=100$  e  $d=1$  após o carregamento de 100 N

	Tensão Normal	$\overline{\sigma_{xx}}$	$\overline{\sigma_{yy}}$	$\overline{\sigma_{zz}}$
<b><math>d = 100</math></b>	Valor Médio [MPa]	1,58	-0,54	-0,70
<b><math>d = 1</math></b>	Valor Médio [MPa]	1,94	-0,93	-0,84

A diminuição do parâmetro de compressibilidade até aumenta o valor médio da tensão normal nas fibras (o que, à primeira vista, poderia ser interessante), contudo, os valores médios da tensão normal  $\sigma_{yy}$  e  $\sigma_{zz}$  aumentam, o que não é desejável. Fica claro que um maior valor para o parâmetro  $d$  diminui as tensões no ligamento e a energia de deformação isotrópica da matriz do mesmo. Relativamente ao valor médio da tensão volumétrica média que o ligamento apresenta na sua região, tem-se os seguintes valores:

Tabela 11 - Variação do valor médio da Tensão Volumétrica Média com a alteração do parâmetro de compressibilidade após o carregamento de 100 N

	Tensão Média	$\overline{\sigma_m}$
<b><math>d = 100</math></b>	Valor Médio [MPa]	0,11
<b><math>d = 1</math></b>	Valor Médio [MPa]	0,06

Assim sendo, apesar das diferenças de valores resultantes neste parâmetro não se traduzir numa diferença significativa nos resultados do modelo numérico, é mais desejável manter  $d = 100$ , pois dessa forma as fibras modeladas ao longo de Ox terão maior influência no PDL (uma vez que o valor médio de  $\sigma_{xx}$  se distancia mais de  $\sigma_{yy}$  e  $\sigma_{zz}$ ). Garante-se também maior compressibilidade.

Outra variável que pode ser interessante estudar é a variação do valor da tensão volumétrica média após o carregamento de 100 N. Pretende-se que o valor da tensão

volumétrica média não varie significativamente quando comparado com o valor imediatamente antes da aplicação da carga (após ser pré-tensionado). Assim sendo, comparou-se a variação deste valor antes e depois da aplicação da carga de 100 N.

*Tabela 12 - Variação do valor médio da Tensão Volumétrica Média no Ligamento Periodontal pré-tensionado com 0,20 MPa nas fibras, antes e depois da aplicação da carga de 100 N*

<b>Instante após:</b>	<b>Tensão Média</b>	$\overline{\sigma_m}$
Pré-Tensão	Valor Médio [MPa]	0,12
Carregamento	Valor Médio [MPa]	0,11

Tendo em conta os valores arbitrados para os parâmetros do modelo numérico do PDL, conclui-se que este desempenha com bastante realismo o seu comportamento biomecânico real. É acima de tudo, condicionado pela ação das fibras, que só respondem à tração, uma vez que a tensão volumétrica média é superior a 0 em qualquer região do ligamento. Este dado revela a baixa influência da matriz do ligamento para o modelo numérico, sendo que este não é afetado significativamente pela aplicação de cargas compressivas no dente.

## **6.2 Tensões e Deformações no Osso Cortical Adjacente ao Dente Natural**

Após convergir o modelo numérico para um conjunto de parâmetros que representam de forma consistente o sistema biomecânico do dente natural, o estudo das tensões e deformações foi alvo de análise de modo a fazer uma posterior comparação de diferenças relativamente ao que ocorre num implante dentário.

Um dente natural possui propriedades biomecânicas totalmente diferentes de um implante dentário. A grande semelhança entre estes dois sistemas verifica-se na estrutura óssea adjacente de osso cortical, comum a ambos. Uma vez que o osso cortical é o osso adjacente ao ligamento no dente natural e adjacente ao implante dentário, na ausência de um dente natural, irá estudar-se com mais detalhe as tensões e deformações neste tecido ósseo.

### 6.2.1 Tensão Normal na direção das Fibras do Ligamento Periodontal no Tecido Ósseo Cortical

Uma vez que as fibras do ligamento periodontal foram dispostas com orientação no eixo Ox, é relevante verificar o comportamento do tecido ósseo nesta direção.

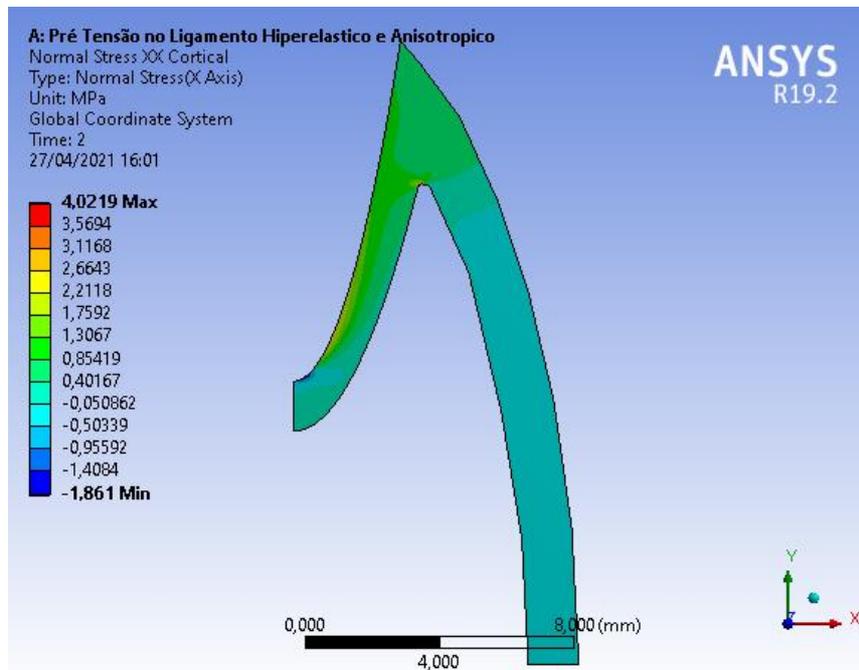


Figura 37 - Tensão Normal à direção das Fibras no Osso Cortical do Dente Natural após aplicação do carregamento de 100 N

Como se verifica pela figura 37, a região onde  $\sigma_{xx}$  apresenta maiores valores é na região próxima do ligamento periodontal, o que traduz a influência do PDL nas tensões geradas no osso cortical. Uma vez que as principais tensões do ligamento periodontal se desenvolvem na direção das fibras devido à maior influência destas, é expectável assistir a um aumento do valor de  $\sigma_{xx}$  nas regiões do osso cortical adjacente ao ligamento, o que se comprova.

Aplicando um filtro de modo a verificar as regiões do osso cortical onde  $\sigma_{xx} > 0$ , obtêm-se as seguintes regiões (a colorido):

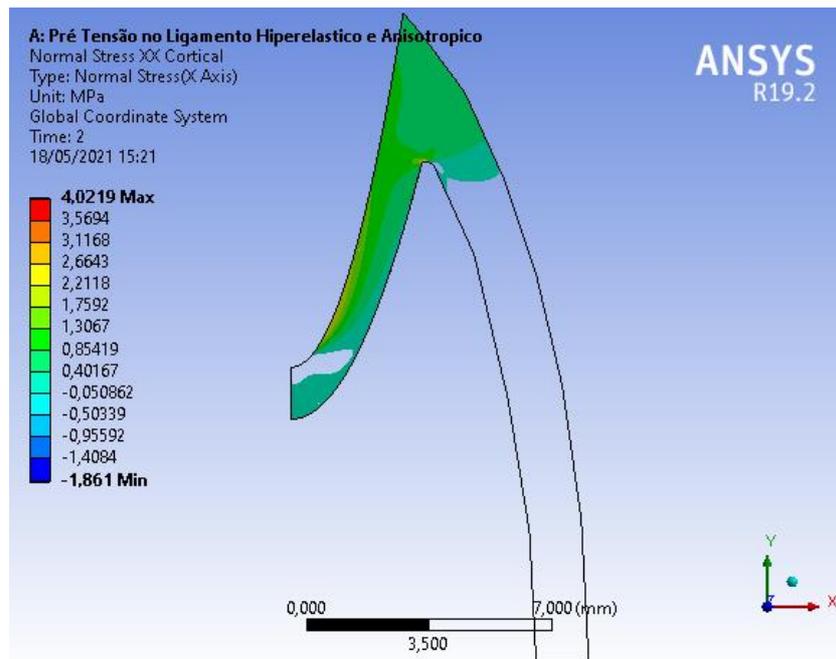


Figura 38 - Regiões do osso cortical onde a tensão normal XX é superior a 0

Também é possível perceber que é a região medial e superior do osso cortical adjacente ao ligamento que apresenta uma maior tensão normal na direção das fibras do ligamento, o que traduz uma maior influência das fibras mediais e superiores do ligamento comparativamente às fibras mais inferiores.

Assim, é perceptível a influência do modelo numérico do PDL nas tensões do osso cortical. É graças à resposta à tração do PDL, motivada pela ação das suas fibras, que o osso cortical adquire uma tensão normal  $\sigma_{xx}$  superior nas zonas adjacentes a este tecido.

### 6.2.2 Tensão Volumétrica Média no Tecido Ósseo Cortical

Como mencionado anteriormente, o conceito de tensão média, ou tensão volumétrica média, está associada à componente hidrostática do tensor das tensões.

Assim, a tensão volumétrica média, já abordada neste estudo anteriormente, permite fazer uma caracterização do estado de tensão no osso cortical e verificar posteriores diferenças nesta região comparativamente ao mesmo tecido no implante dentário. A tensão volumétrica média ao longo do osso cortical adjacente ao dente natural pode ser observada na figura 39.

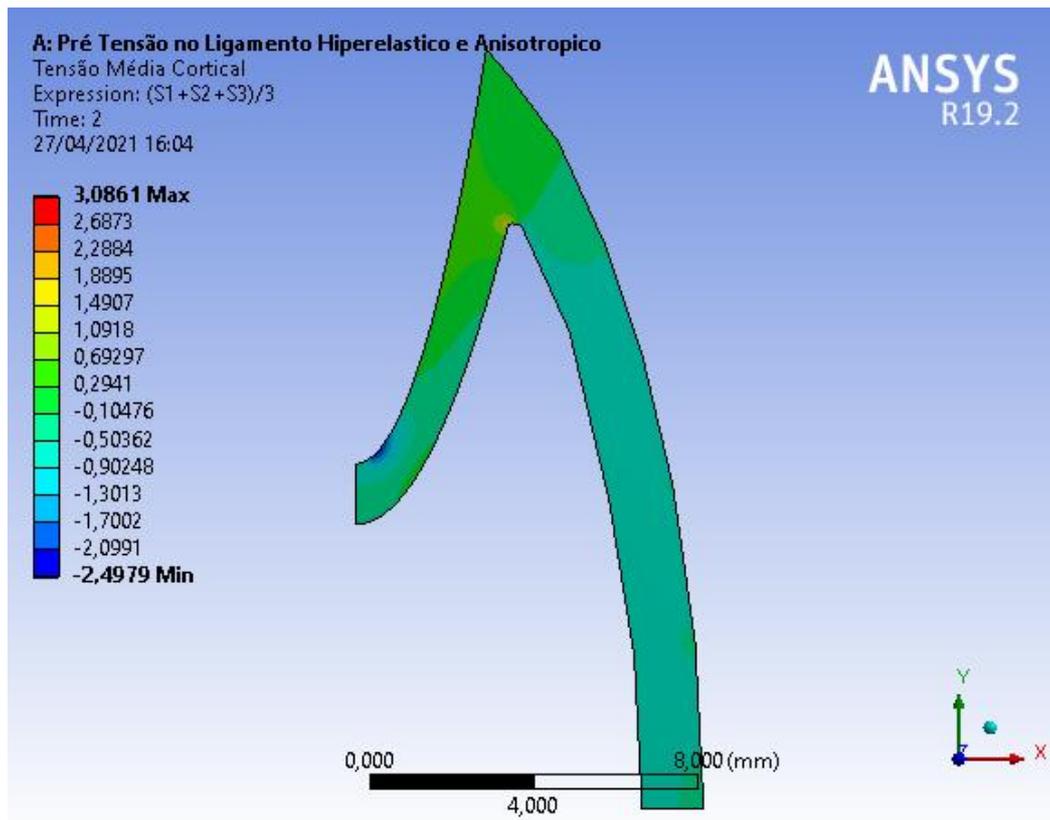


Figura 39 - Tensão Volumétrica Média no Osso Cortical do Dente Natural após a aplicação de um carregamento de 100 N

Pela análise das regiões coloridas de contorno da figura 39, verifica-se uma predominância de tensões de tração nas zonas onde  $\sigma_{xx}$  é superior, isto é, na região medial e superior da interface de contacto entre o osso cortical com o ligamento. Mais uma vez, este dado vem salientar a importância das fibras do ligamento nas tensões do osso cortical adjacente ao dente natural. Aplicou-se um filtro, de modo a perceber com maior detalhe as regiões onde  $\sigma_m > 0$ .

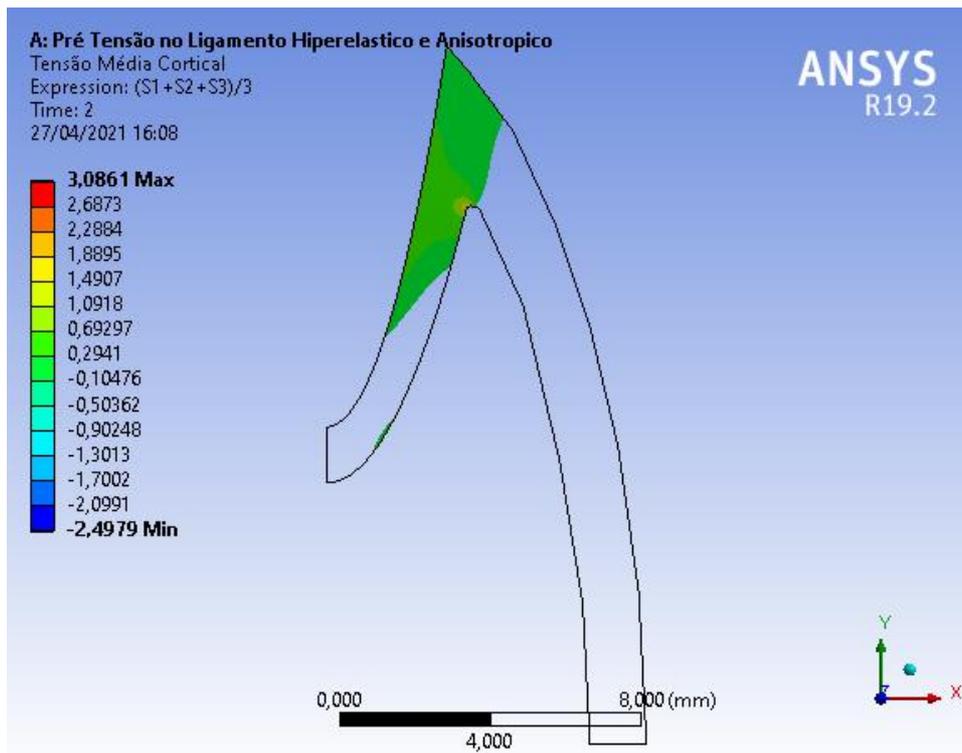


Figura 40 - Regiões de contorno colorido no Osso Cortical Adjacente ao Ligamento Periodontal onde a Tensão Volumétrica Média é superior a 0

Observando a figura 40, percebe-se claramente que é na região medial e superior do osso cortical que se regista um maior valor da tensão volumétrica média. A resposta à tração das fibras nesta zona gera uma resposta à tração na zona de osso cortical adjacente ao ligamento. Este dado reflete o maior impacto das fibras do ligamento nestas regiões (medial e superior) e um conseqüente menor impacto e influência das mesmas na região mais inferior.

### 6.2.3 Deformações no Osso Cortical Adjacente ao Ligamento Periodontal

Para além da análise das tensões, é interessante perceber como variam as deformações principais no osso cortical. Deste modo, analisou-se a deformação principal máxima e mínima neste tecido.

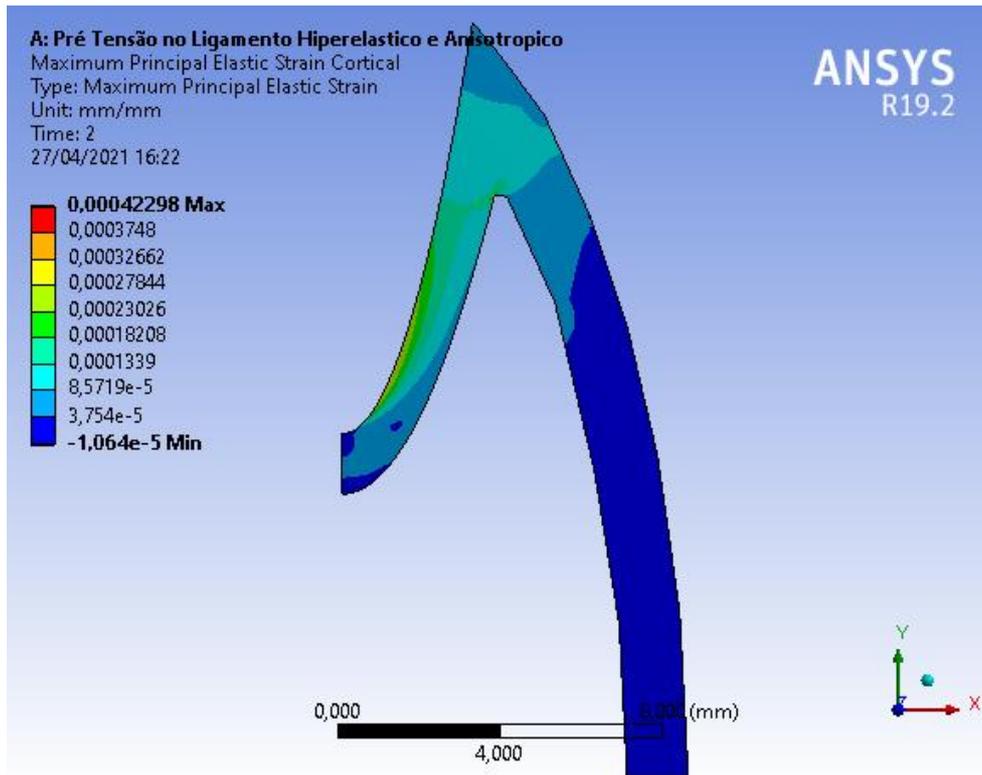


Figura 41 - Deformação Principal Máxima no Osso Cortical Adjacente ao Ligamento Periodontal

A deformação principal máxima possui um valor maior na região medial e inferior de contacto com o ligamento periodontal. Fora das zonas próximas do contacto com o ligamento, esta é desprezável.

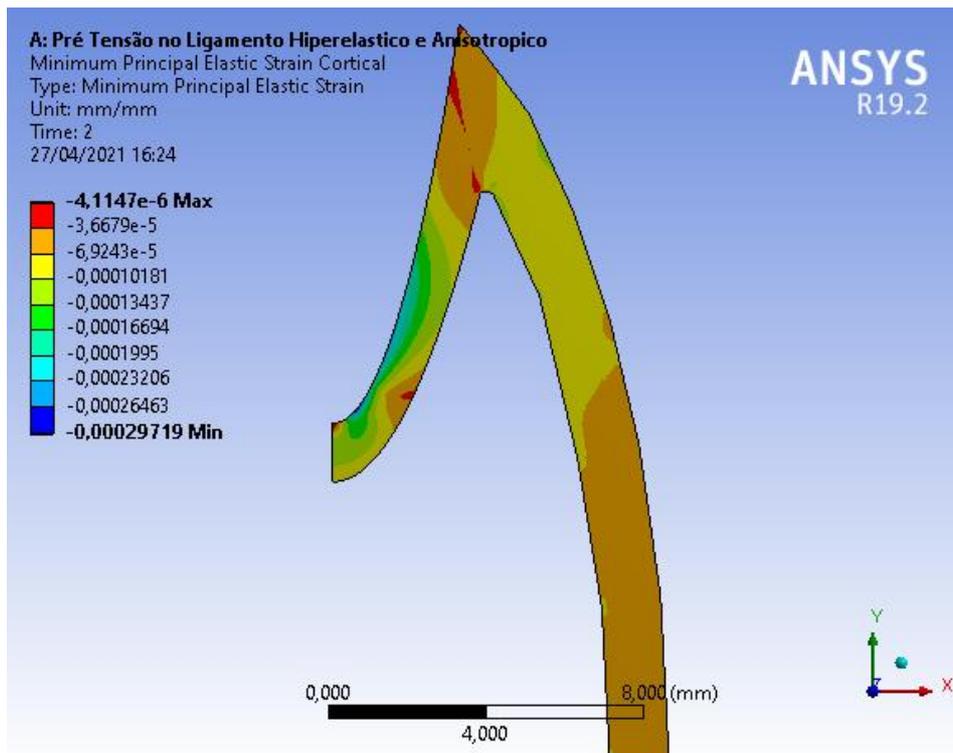


Figura 42 - Deformação Principal Mínima no Osso Cortical Adjacente ao Ligamento Periodontal

Analisando a deformação principal mínima, verifica-se que esta regista mínimos na zona medial e inferior adjacente ao ligamento.

### 6.3 Tensões e Deformações no Implante Dentário

O funcionamento biomecânico do implante dentário é garantido pela osseointegração gerada após a sua colocação. Deste modo, torna-se irrelevante, exceto para estudos de comparação que serão efetuados no ponto 7.4, efetuar uma análise da tensão normal na direção Ox da mesma forma que se efetuou no dente natural. A tensão volumétrica média e a deformação que o tecido ósseo cortical sofre com a colocação de um implante serão alvo de estudo.

#### 6.3.1 Tensão Volumétrica Média no Tecido Ósseo adjacente ao Implante Dentário

Relativamente à tensão média no Osso Cortical, a figura 43 representa os valores da tensão volumétrica média nesta região.

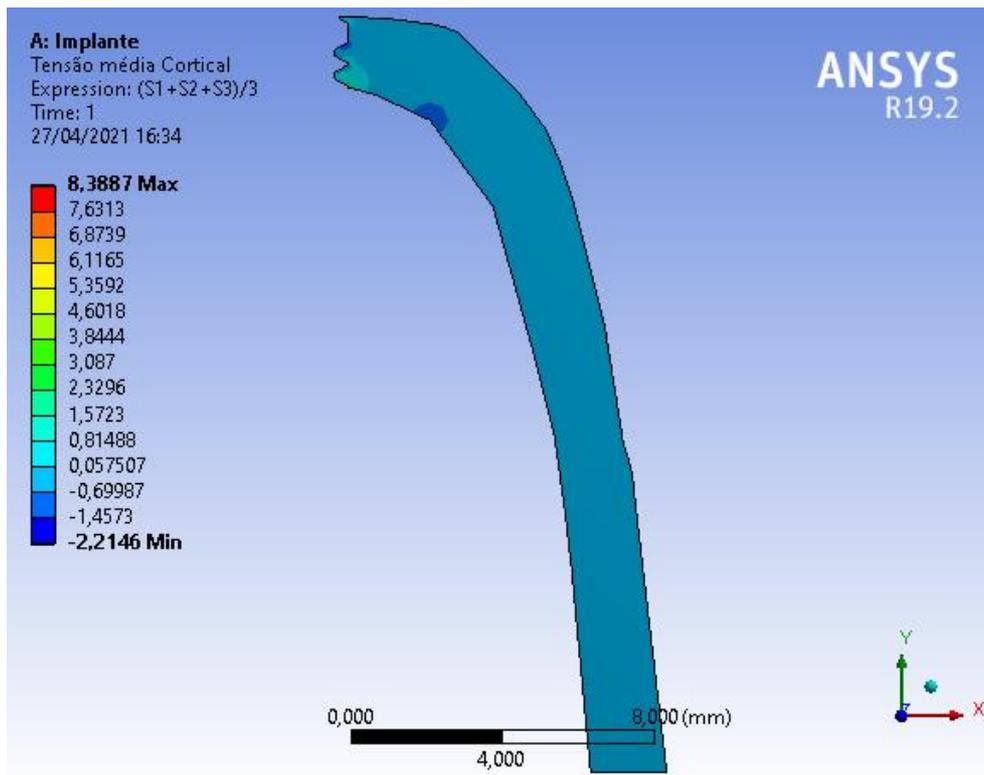


Figura 43 - Tensão Volumétrica Média no Osso Cortical adjacente ao Implante Dentário após o carregamento de 100 N

Importa realçar que o valor máximo da tensão volumétrica média ocorre no vértice de contacto do osso cortical com o osso trabecular e com o implante de titânio, o que gera tensões demasiado elevadas. De qualquer forma, pela análise das cores do contorno, percebe-se que praticamente toda a área do tecido ósseo responde à compressão, algo que não acontece no osso cortical do dente natural.

Uma vez que a maior parte das tensões são na zona adjacente à rosca do implante, sendo que a região mais inferior do osso cortical não tem muito relevo para o estudo, aplicou-se um filtro de modo a perceber as zonas do osso adjacente ao implante onde  $\sigma_m > 0$ .

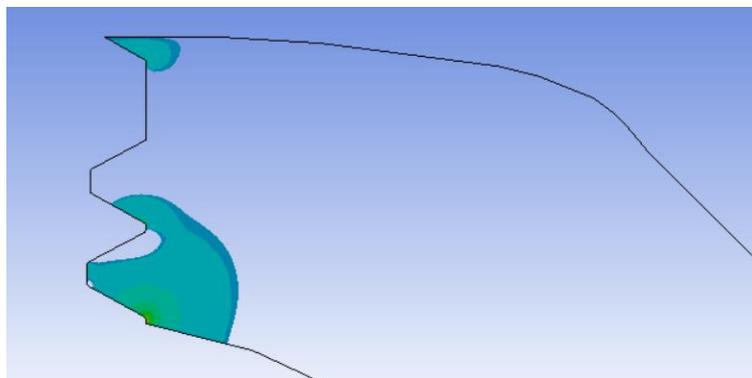


Figura 44 - Região do Osso Cortical adjacente à rosca do Implante Dentário onde a Tensão Volumétrica Média é maior que 0

Pela análise da figura 44, percebe-se que a região do osso cortical sob influência de uma resposta à tração é muito menor quando comparada com a região do osso cortical no dente natural sujeita a este estado de tensão. As tensões compressivas são mais relevantes ao longo deste tecido ósseo e apenas na zona adjacente à rosca se verifica uma diferença neste capítulo.

### 6.3.2 Deformações no Tecido Ósseo adjacente ao Implante Dentário

Seguidamente, analisou-se a deformação principal máxima e mínima no osso cortical.

Relativamente à deformação principal máxima sofrida nesta região, é apresentada na figura 45, onde se optou por analisar apenas a região do osso mais adjacente à rosca, uma vez que as regiões mais inferiores do osso não apresentavam relevo para este efeito.

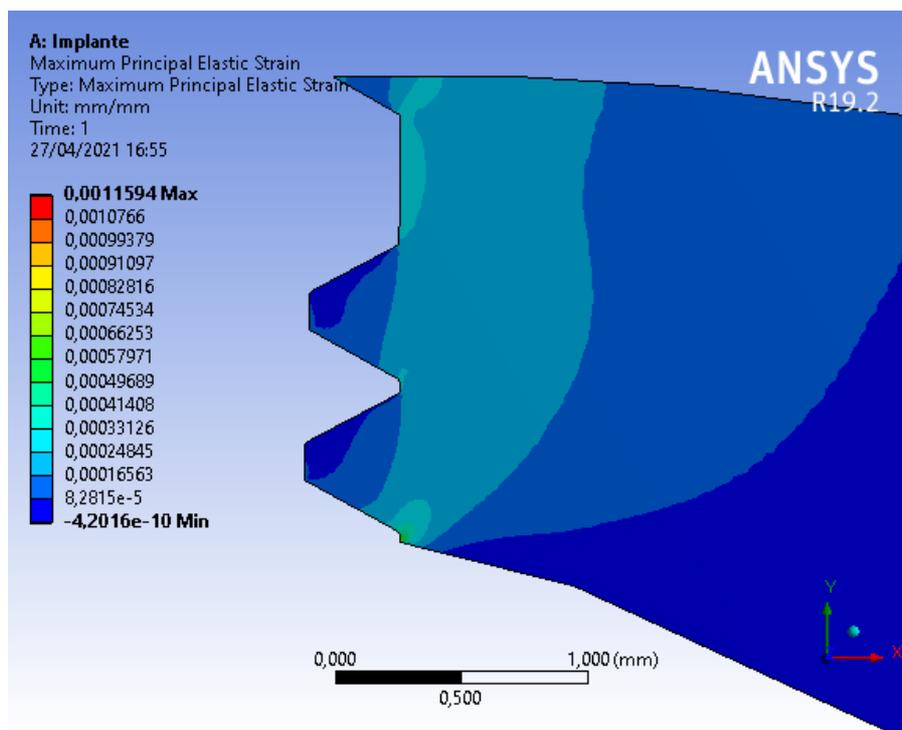


Figura 45 - Deformação Principal Máxima na Região do Osso Cortical adjacente à rosca do Implante Dentário

Percebe-se pela observação desta figura que a deformação principal máxima assume valores superiores na zona mais externa adjacente à rosca. A região do vale da rosca assume valores menos significativos.

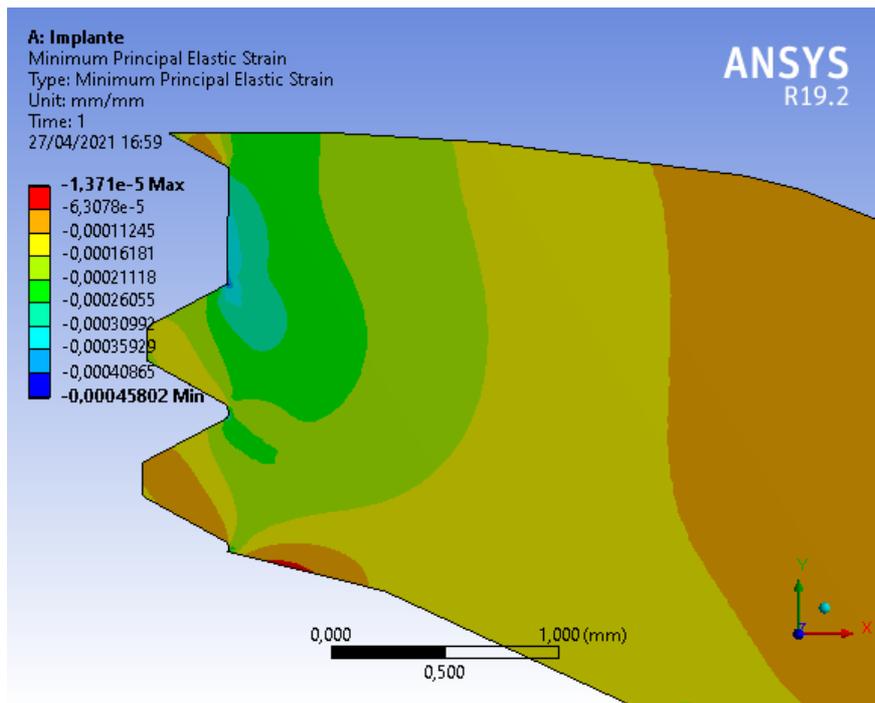


Figura 46 - Deformação Principal Mínima na Região do Osso Cortical adjacente à rosca do Implante Dentário

Já pela figura 46, verifica-se que a deformação principal mínima regista os seus valores mínimos na região superior adjacente à rosca do implante dentário.

## 6.4 Comparação das Tensões e Deformações no Tecido Ósseo

Após analisar os campos de tensão e deformação no tecido ósseo de um dente natural e de um implante dentário, é relevante fazer uma comparação mais pormenorizada das diferenças biomecânicas de ambos os modelos. Assim sendo, e de modo a estabelecer alguns pontos de relevo, procedeu-se à criação de múltiplas *Probes* nos tecidos ósseos de ambos os modelos.

### 6.4.1 Localização das *Probes* no Tecido Ósseo Adjacente ao Dente Natural

A região óssea que terá mais interesse analisar no tecido ósseo adjacente a um dente natural está localizada na fronteira do osso cortical com o ligamento periodontal. Uma vez que o ligamento periodontal se localiza entre a estrutura dentária e o osso, será interessante perceber como varia a tensão nesta zona e comparar com regiões similares na interface do tecido ósseo com o implante dentário.

Assim sendo, selecionaram-se 3 pontos de coordenadas distintos para inserir 3 *Probes* distintas, sendo que estes se localizam na região adjacente ao ligamento periodontal, tentando que cada um destes ficasse a uma distância do ligamento relativamente constante.

- *Probe 1*: Região Adjacente ao Ligamento Periodontal Inferior
- *Probe 2*: Região Adjacente ao Ligamento Periodontal Medial
- *Probe 3*: Região Adjacente ao Ligamento Periodontal Superior

Estas localizações prendem-se pelo facto de se pretender analisar a diferença do impacto que diferentes regiões do ligamento têm nas tensões do osso cortical, uma vez que as fibras mais relevantes do ligamento são as mediais e superiores.

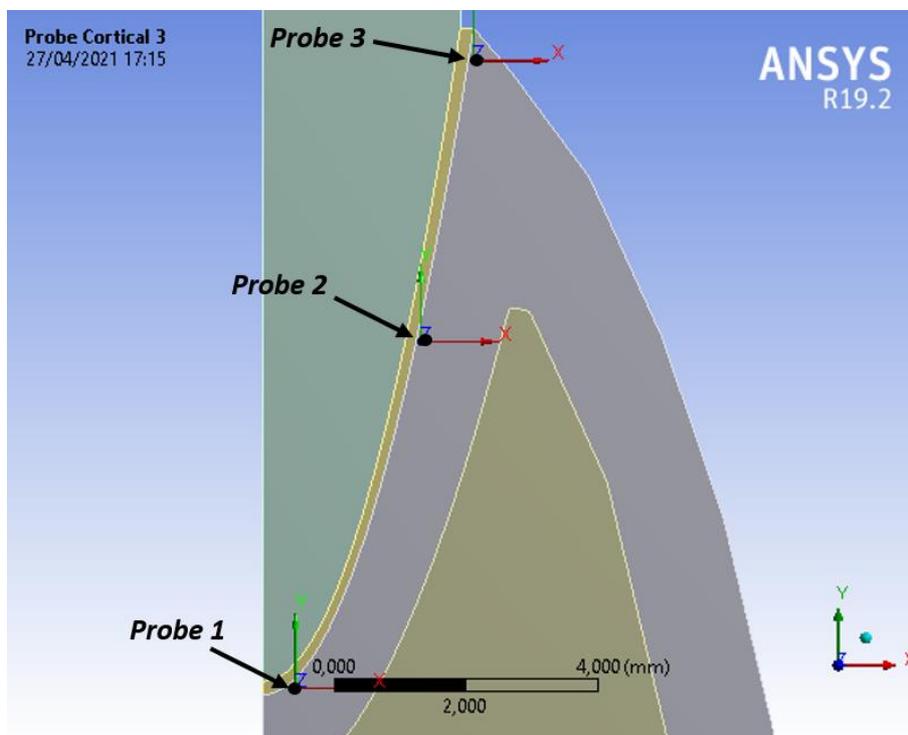


Figura 47 - Localização das três *Probes* no Osso Cortical Adjacente ao Dente Natural

#### 6.4.2 Localização das *Probes* no Tecido Ósseo Adjacente ao Implante Dentário

Também na interface do Osso Cortical com o Implante Dentário se colocaram três *Probes*, neste caso, em diferentes regiões adjacentes à rosca do mesmo.

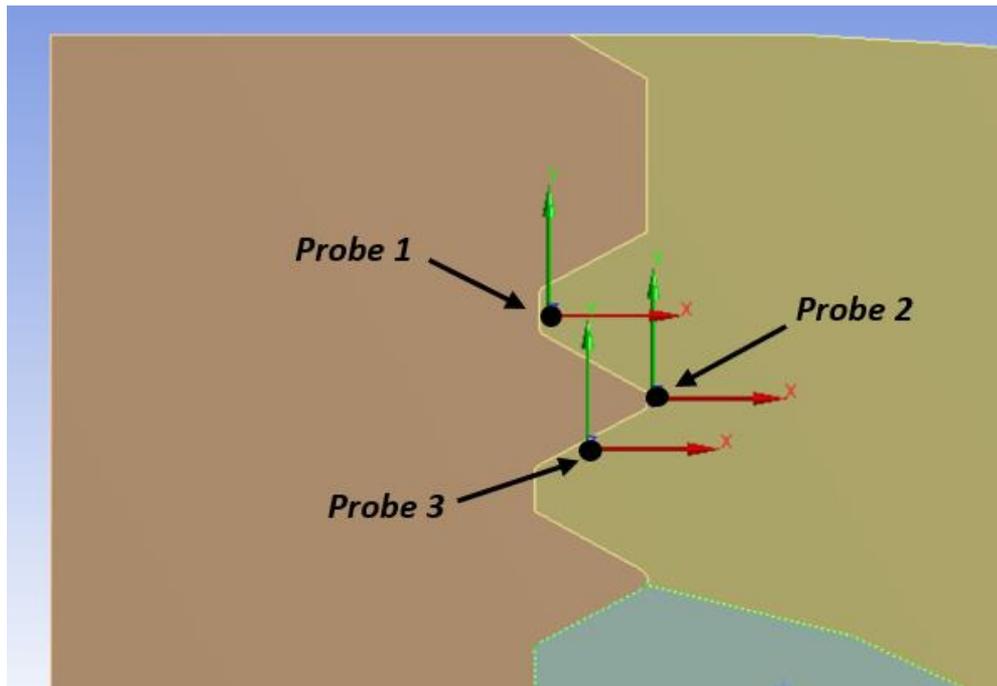


Figura 48 - Localização das Probes no Osso Cortical Adjacente ao Implante Dentário

A localização destas prende-se pelo facto de se querer analisar a diferença de tensões ocorridas em zonas de maior profundidade da rosca do implante no osso (*Probe 2*) e nas zonas mais internas (vales) da rosca do implante (*Probes 1 e 3*).

#### 6.4.4 Análise do Estado de Tensão nas *Probes*

Primeiramente, analisou-se de que forma a região da rosca interfere com o estado de tensões no osso cortical adjacente ao implante dentário.

De modo a analisar com grande detalhe o estado de tensões presente em cada um destes pontos, retirou-se o valor das tensões normais  $\sigma_{xx}$ ,  $\sigma_{yy}$  e  $\sigma_{zz}$ , da tensão volumétrica média  $\sigma_m$ , triaxialidade  $T_\sigma$  e parâmetro de Lode  $L$ .

Tabela 13 - Estado de Tensão nas três Probes colocadas no osso cortical adjacente ao implante dentário

Região	Probe	Tensão Normal $\sigma_{xx}$	Tensão Normal $\sigma_{yy}$	Tensão Normal $\sigma_{zz}$	Tensão von Mises $\sigma_{eq}$	Tensão Vol. Média $\sigma_m$	Triaxialidade	Parâmetro de Lode
Rosca interior superior	1	-0,18	-1,18	-0,03	2,16	-0,47	-0,22	-0,58
Rosca exterior	2	0,70	-0,04	0,53	3,89	0,40	0,10	-0,10
Rosca interior inferior	3	0,06	-0,72	0,25	1,85	-0,14	-0,07	-0,61

Analisando primeiramente as tensões normais, verifica-se que o osso cortical adjacente à rosca superior do implante apresenta valores negativos para  $\sigma_{xx}$ , algo que não ocorre nos outros dois pontos de análise. A tensão equivalente de von Mises é mais elevada na região de contacto do osso cortical com a zona roscada mais externa.

Olhando para a tensão volumétrica média, para a triaxialidade e para o parâmetro de Lode observa-se que, enquanto nas regiões do osso cortical adjacente ao vale da rosca existem sobretudo **tensões compressivas** (de notar os valores negativos apresentados por estes três parâmetros), a região de contacto do tecido ósseo com a região externa da rosca apresenta um comportamento predominantemente à tração.

Assim, é possível concluir que a região da rosca do implante adjacente ao osso cortical influencia diretamente o estado de tensão que essa região de tecido ósseo adjacente terá. Das zonas de osso cortical que contactam com a região externa da rosca da prótese dentária advêm sobretudo tensões de tração. O contrário ocorre em regiões mais internas de “vale” da rosca, onde se observam sobretudo tensões compressivas.

Por sua vez, quando se analisa o estado de tensão nas *Probes* aplicadas no osso cortical adjacente ao PDL, verificam-se resultados bastante diferentes.

Tabela 14 - Estado de Tensão nas três Probes colocados no osso cortical adjacente ao ligamento periodontal

Região	Probe	Tensão Normal $\sigma_{xx}$	Tensão Normal $\sigma_{yy}$	Tensão Normal $\sigma_{zz}$	Tensão von Mises $\sigma_{eq}$	Tensão Vol. Média $\sigma_m$	Tensão de Triaxialidade	Parâmetro de Lode
Cortical Inferior	1	-0,75	-2,82	-1,28	2,12	-1,61	-0,76	-0,46
Cortical Médio	2	1,23	0,79	-0,85	2,42	0,39	0,16	0,32
Cortical Superior	3	0,80	-0,15	0,08	1,03	0,24	0,24	0,45

Relativamente às *Probes* colocadas no osso cortical adjacente ao ligamento periodontal, pretende-se sobretudo perceber de que forma diferentes regiões deste tecido têm influência no estado de tensão em cada um destes pontos. As primeiras diferenças assinaláveis encontram-se em  $\sigma_{xx}$ . Enquanto a região do osso cortical inferior (*Probe 1*) apresenta este valor negativo, na região medial e superior este é positivo, o que realça mais uma vez a maior influência das fibras na região medial e superior do tecido ligamentoso. É também de realçar que a zona onde a concentração de tensões é menor se verifica na região de contacto do osso cortical com a zona superior do ligamento (*Probe 3*). Por sua vez, excetuando a região inferior (*Probe 3*), o osso cortical apresenta uma resposta à tração, como os valores positivos no ponto medial (*Probe 2*) e no ponto superior (*Probe 3*) do osso cortical comprovam.

## 6.5 Deslocamento no Dente e Implante Dentário

Para além da comparação das tensões e deformações no tecido ósseo, é interessante analisar as diferenças relativas à deformada no dente e implante dentário após a aplicação de um carregamento. Assim sendo, no ANSYS calculou-se o parâmetro *Total Deformation*, que equivale à deformada, em milímetros, sofrida por cada uma destas estruturas após a aplicação da carga.

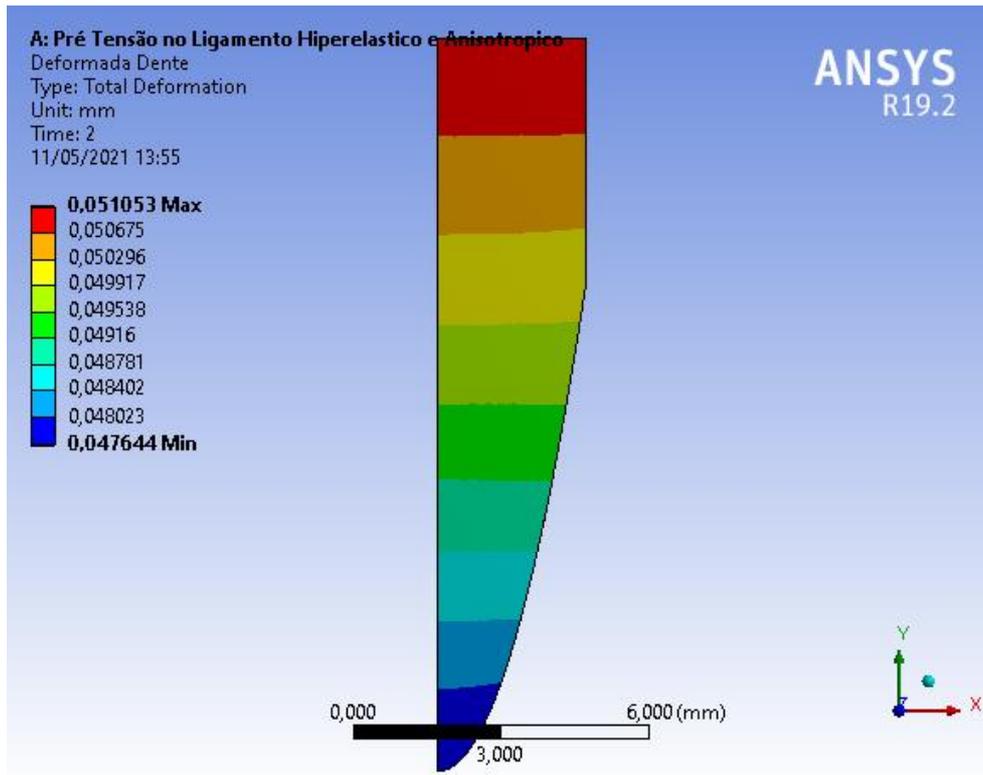


Figura 49 - Deslocamento sofrido no Dente após aplicação do carregamento de 100 N

Relativamente ao dente, verifica-se um deslocamento aproximado entre 0,04 e 0,05 mm.

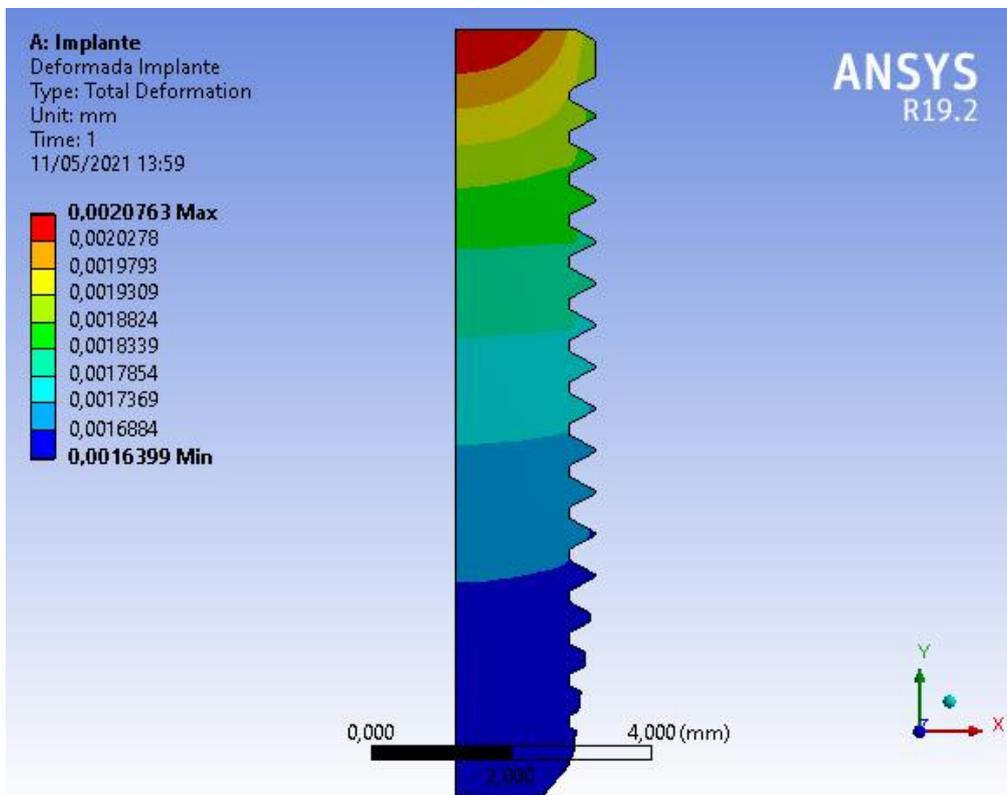


Figura 50 - Deslocamento sofrido no Implante Dentário após aplicação do carregamento de 100 N

Observando os valores da figura 50, relativa ao deslocamento no implante dentário após a aplicação da carga, verificam-se diferenças substanciais comparativamente ao deslocamento que ocorre no dente. Enquanto o dente apresenta deslocamentos variáveis entre 0,04 e 0,05 mm, no implante dentário estes valores rondam os 0,001 a 0,002 mm, representando uma diminuição acentuada.

Conclui-se que o dente, motivado pela ação do ligamento periodontal, possui uma mobilidade substancialmente superior ao implante dentário, que é integrado na estrutura óssea e por isso admite valores de deslocamento significativamente inferiores ao dente, como seria expectável à priori. Este tipo de comportamento correto é bem conhecido dos médicos dentistas na comparação entre a biomecânica dos dentes naturais e dos implantes, o que, sem dúvida, reforça a significância dos resultados obtidos pelos dois modelos estudados.

## 7. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

### 7.1 Conclusões

As diferenças existentes a nível do estado de tensão e deformação no tecido ósseo de um implante dentário e de um dente natural ficaram bem visíveis com a realização deste estudo.

Enquanto o tecido ósseo cortical adjacente ao ligamento periodontal é afetado sobretudo por tensões de tração, o mesmo não ocorre no osso adjacente ao implante dentário, com tensões compressivas predominantes. Tal conclusão explica-se pela influência do ligamento periodontal, que para além de levar o osso a tensões de menor magnitude comparativamente ao mesmo tecido no modelo CAD do implante dentário, possibilita o aparecimento de tensões de tração nas zonas adjacentes do tecido do ligamento, sobretudo na zona medial e superior, como demonstrado no capítulo anterior. Assim, o ligamento periodontal assume maior preponderância e influência na sua região medial e superior. Por sua vez, a zona da geometria da rosca do implante que contacta com o osso influencia diretamente as tensões que se registaram nessas zonas adjacentes de tecido ósseo. Ficou demonstrado que as zonas de vale de rosca absorvem sobretudo tensões compressivas, ao contrário da zona mais externa ao vale que tem algum predomínio de tensões de tração.

Por outro lado, também existem diferenças assinaláveis na mobilidade destas estruturas, uma vez que o ligamento periodontal garante uma mobilidade do dente natural muito superior à do implante.

Olhando com maior detalhe para o modelo matemático criado para o ligamento periodontal, este teve um impacto significativo nas diferenças registadas. Foi possível criar um modelo numérico que espelhasse o comportamento biomecânico do ligamento periodontal. Tal como sugerido inicialmente, este tecido mostrou-se pouco compressivo e responde sobretudo à tração.

Antes do início deste projeto, o meu conhecimento sobre Mecânica dos Meios Contínuos não era profundo. Por sua vez, o facto de nunca ter utilizado o software *ANSYS Workbench* e ter pouca experiência com softwares de simulação numérica constituiu um desafio extra para a realização desta dissertação. Finalizado este projeto, é com sentimento de orgulho que olho para o trabalho desenvolvido, onde depusitei muito esforço e dedicação.

## 7.2 Trabalhos Futuros

Apesar de este trabalho ter cumprido as suas expectativas iniciais, a área da mecânica computacional permite uma evolução e otimização constante. Assim sendo, pese o facto das conclusões deste trabalho serem muito relevantes para a área da implantologia e odontologia, existe sempre trabalho futuro nesta temática.

A geometria dos modelos CAD criados irá condicionar os resultados da simulação. Nesse sentido, enquanto por um lado se procurou criar modelos simples (uma vez que se trata de uma simulação axissimétrica 2D), também se teve em atenção às dimensões anatómicas dos constituintes destes modelos. No caso do modelo CAD do dente natural, optou-se por utilizar apenas uma raiz. Poderá ser interessante verificar de que modo dentes com mais do que uma raiz (molares ou pré-molares, por exemplo) levarão a resultados diferentes.

A influência do ligamento periodontal tem um impacto significativo para as diferenças registadas nos modelos numéricos. A criação de um modelo numérico anisotrópico hiperelástico para o PDL pressupõe o conhecimento profundo do seu funcionamento biomecânico, como foi explicado anteriormente. Este modelo poderá ainda sofrer mais alterações, uma vez que se admite a possibilidade da otimização dos seus parâmetros. Neste sentido, a otimização numérica destes parâmetros é algo que poderá ser realizado em trabalhos futuros.

Relativamente à pré-tensão aplicada no ligamento, o valor médio de 0,20 MPa ao longo da região do PDL foi escolhido por ser aquele que mais aproximava as fibras do comportamento biomecânico pretendido. Contudo, existem vários estudos de sensibilidade deste valor que ainda poderão ser feitos, de modo a otimizar um valor de pré-tensão para as fibras.

A simulação numérica 2D com modelos axissimétricos permite resultados precisos e rápidos, contudo, não permite representar o contributo da mastigação humana no estado de tensão real. Como foi mencionado ao longo deste projeto, aplicou-se uma carga axial constante de 100 N nos modelos. Por outro lado, pretendendo-se estudar o real impacto do movimento de mastigação nas tensões e deformações do tecido ósseo, ter-se-ia de optar por forças oblíquas ao dente e implante, mais condizentes com a direção de aplicação da carga oclusal no dente ou implante dentário. Assim, um modelo axissimétrico 2D revela-se incapaz de representar a força oclusal. Também como trabalho futuro, poderá ser pertinente utilizar modelos CAD 3D para representar com maior clareza a força oclusal num dente.

Apesar disto, a aplicação de uma carga axial de 100 N revelou-se suficiente para verificar as diferenças nos campos de tensão e deformação gerados em ambos os modelos. Este estudo pretendia sobretudo registar as diferenças nos estados de tensão e deformação, e nesse sentido, não é fulcral a magnitude e direção da carga, mas sim a utilização de uma condição de carregamento semelhante em ambos os modelos.

Relativamente ao implante dentário, importa realçar que o modelo numérico obtido pressupõe uma osseointegração de 100%, algo que nem sempre acaba por se verificar, sendo um dos fatores para a falha de um implante dentário. Nesse sentido, diferentes valores de coeficiente de fricção poderiam ser aplicados no contacto osso/implante de modo a verificar o impacto nos campos de tensão e deformação registados tanto no implante, como no seu tecido ósseo adjacente.

Concluindo, importa reforçar a ideia inicial, uma vez que se finda esta etapa com o sentimento de dever cumprido, mas com a sensação de que a área de mecânica computacional e dos modelos numéricos permite uma evolução constante, sendo ainda possível desenvolver mais o trabalho já estabelecido até aqui.

## 8. BIBLIOGRAFIA

- [1] BABBUSH, C. A. et al. **Dental Implants - The Art and Science**. 2. ed.
- [2] BICUDO, P. et al. Performance evaluation of dental implants: An experimental and numerical simulation study. **Theoretical and Applied Fracture Mechanics**, v. 85, p. 74–83, 2016.
- [3] BLACK, G. V. **Descriptive anatomy of the human teeth**. 4<sup>a</sup> ed.
- [4] **Cell Types in Bones**. Disponível em:  
<[https://bio.libretexts.org/Bookshelves/Introductory\\_and\\_General\\_Biology/Book%3A\\_General\\_Biology\\_\(Boundless\)/38%3A\\_The\\_Musculoskeletal\\_System/38.2%3A\\_Bone/38.2B%3A\\_Cell\\_Types\\_in\\_Bones](https://bio.libretexts.org/Bookshelves/Introductory_and_General_Biology/Book%3A_General_Biology_(Boundless)/38%3A_The_Musculoskeletal_System/38.2%3A_Bone/38.2B%3A_Cell_Types_in_Bones)>.
- [5] CHU, T. M. G.; LIU, S. S. Y.; BABLER, W. J. **Craniofacial Biology, Orthodontics, and Implants**. Elsevier Inc., 2013.
- [6] COSTA E SILVA, J. M. **Modelo Biomecânico do Joelho Humano**. FEUP, 2015.
- [7] **Dental Implants and Prosthesis Market**. Disponível em:  
<[https://www.marketsandmarkets.com/Market-Reports/dental-implants-prosthetics-market-695.html?gclid=CjwKCAjw-e2EBhAhEiwAJI5jgwIXneYb1JnTgi52yjm5QBiKysakDBQb7SynnRsLs5beNRv\\_EM41oxoCUP0QAvD\\_BwE](https://www.marketsandmarkets.com/Market-Reports/dental-implants-prosthetics-market-695.html?gclid=CjwKCAjw-e2EBhAhEiwAJI5jgwIXneYb1JnTgi52yjm5QBiKysakDBQb7SynnRsLs5beNRv_EM41oxoCUP0QAvD_BwE)>. Acesso em: 12 maio. 2021.
- [8] **Dentição Humana: Como tudo começou**. Disponível em:  
<<https://swissdentalservices.com/blog/pt/o-que-dizem-os-nossos-dentes-sobre-nos/>>.
- [9] **Europe Dental Implants Market**. Disponível em:  
<<https://www.graphicalresearch.com/industry-insights/1018/europe-dental-implants-market>>. Acesso em: 12 jan. 2021.
- [10] FEHRENBACH, M. J.; POPOWICS, T. **Embryology, Histology, and Anatomy**. 4th. ed. Elsevier, 2015.
- [11] FILL, T. S. et al. Analytically determined mechanical properties of, and models for the periodontal ligament: Critical review of literature. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 1, p. 9–16, 2012.
- [12] GAVIRIA, L. et al. Current trends in dental implants. p. 50–100, 2014.
- [13] GONÇALVES, C. et al. A importância da anatomia dentária para a odontologia : revisão de literatura The importance of dental anatomy for dentistry : literature review. n.

- July, p. 5–9, 2020.
- [14] GREEN, N. T. et al. Fracture of Dental Implants: Literature Review and Report of a Case. **Implant Dentistry**, v. 11, n. 2, p. 137–143, 2002.
- [15] GULSAHI, A. Bone Quality Assessment for Dental Implants. **Implant Dentistry - The Most Promising Discipline of Dentistry**, 2011.
- [16] GURTIN, M. E.; DRUGAN, W. J. **An Introduction to Continuum Mechanics**. v. 51
- [17] HOHMANN, A. et al. Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 139, n. 6, p. 775–783, 2011.
- [18] HOLZAPFEL, G. A. **Nonlinear Solid Mechanics - A Continuum Approach For Engineering**. WILEY, 2000.
- [19] **Implante dentário**. Disponível em:  
<<https://www.saudebemestar.pt/pt/medicina/dentaria/implante-dentario/>>.
- [20] **Implante Titamax Ti Cortical, Titânio, (4.1)3.75X13 mm**. Disponível em:  
<[https://shop.straumann.com/neodent/pt/pt\\_pt/Implantes-e-Acessórios/Linha-Smart/Implantes-Smart/Smart-Titamax-Implant/p/109.286/](https://shop.straumann.com/neodent/pt/pt_pt/Implantes-e-Acessórios/Linha-Smart/Implantes-Smart/Smart-Titamax-Implant/p/109.286/)>. Acesso em: 12 out. 2020.
- [21] **Implante Titamax Ti Cortical, Titânio, (4.1)4.0X11 mm**. Disponível em:  
<[https://shop.straumann.com/neodent/pt/pt\\_pt/Implantes-e-Acessórios/Linha-Smart/Implantes-Smart/Smart-Titamax-Implant/p/109.303/](https://shop.straumann.com/neodent/pt/pt_pt/Implantes-e-Acessórios/Linha-Smart/Implantes-Smart/Smart-Titamax-Implant/p/109.303/)>. Acesso em: 10 dez. 2020.
- [22] JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Histologia Básica**. 10th. ed. GUANABARA KOOGAN.
- [23] KIRAN, R.; KHANDELWAL, K. A triaxiality and Lode parameter dependent ductile fracture criterion. **Engineering Fracture Mechanics**, v. 128, n. C, p. 121–138, 2014.
- [24] KRUMENANUER FORMENTON, A. B. **Metodologia Numérico-Experimental para Caracterização de Paredes Arteriais**. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2014.
- [25] MERCATELLI, S. **A importância da Saúde Oral**. Disponível em:  
<<https://www.cliniviseu.com/a-importancia-da-saude-oral/>>. Acesso em: 21 dez. 2020.
- [26] NATALI, A. N. **Dental Biomechanics**. Taylor & Francis, 2003.
- [27] NELSON, S. J. **No WHEELER'S Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion**. 10th. ed. Elsevier.
- [28] NIKOLAUS, A. et al. Importance of the variable periodontal ligament geometry for

- whole tooth mechanical function: A validated numerical study. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 67, n. March 2016, p. 61–73, 2017.
- [29] **O que é o periodonto?** Disponível em: <<https://rafaelrighi.com.br/odonto/o-que-e-o-periodonto/>>.
- [30] OKIYAMA, S.; IKEBE, K.; NOKUBI, T. Association between masticatory performance and maximal occlusal force in young men. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 30, n. 3, p. 278–282, 2003.
- [31] **Organização Mundial de Saúde e a Saúde Oral**. Disponível em: <<https://www.jornaldentistry.pt/news/noticias/organizacao-mundial-de-saude-e-a-saude-oral>>. Acesso em: 22 nov. 2020.
- [32] RAUBER, S. Osseodensificação em implantes dentários: uma revisão de literatura. **Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences**, v. 1, p. 55–68, 2019.
- [33] SU, M. Z. et al. Modeling viscoelastic behavior of periodontal ligament with nonlinear finite element analysis. **Journal of Dental Sciences**, v. 8, n. 2, p. 121–128, 2013.
- [34] **Tecido conjuntivo ósseo**. Disponível em: <<http://encantosdabiologia.blogspot.com/2014/04/tecido-conjuntivo-osseo.html>>.
- [35] TEIXEIRA-DIAS, F. et al. **Método dos Elementos Finitos - Técnicas de Simulação Numérica em Engenharia**.
- [36] **Titamax CM**. Disponível em: <<https://www.straumann.com/neodent/br/pt/profissionais/produtos-e-solucoes/linha-de-implantes/linha-de-implante-cm/titamax-cm.html>>. Acesso em: 3 mar. 2021.
- [37] VAN DER BILT, A. **Oral physiology, mastication and food perception**. Woodhead Publishing Limited, 2009.
- [38] VOGEL, R.; SMITH-PALMER, J.; VALENTINE, W. Evaluating the Health Economic Implications and Cost-Effectiveness of Dental Implants: A Literature Review. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 28, n. 2, p. 343–356, 2013.
- [39] ZHUROV, A. I. et al. A constitutive model for the periodontal ligament as a compressible transversely isotropic visco-hyperelastic tissue. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 10, n. 3, p. 223–235, 2007.

# Titamax® Ti

CARACTERÍSTICAS DO PRODUTO:

Descrição do implante:

- Implante com corpo cilíndrico;
- Implante com roscas duplas para trauma mínimo e instalação mais rápida;
- Alto poder de corte;
- Interface Hexágono Externo.

---

Indicações:

- Para osso tipo I e II e áreas de enxerto ósseo em bloco;
- Ø 3.5 mm indicado para incisivos laterais superiores e incisivos inferiores.

---

Osteotomia:

- Velocidade de perfuração: 800-1200 rpm;
- Velocidade de inserção: 30 rpm;
- Torque máximo de inserção: 60 N.cm.

ÁPICE

- Perfeita adaptação entre o implante e o alvéolo.



Figura 51 - Características da gama de Implantes Titamax® Ti da marca Neodent [21]