



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ELABORAÇÃO DE ELEMENTOS FINITOS PARA ESTUDOS
BIOMECÂNICOS EM PROSTODONTIA**

Trabalho submetido por

JAVIER NETO DOMINGUES

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

setembro de 2021



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ELABORAÇÃO DE ELEMENTOS FINITOS PARA ESTUDOS
BIOMECÂNICOS EM PROSTODONTIA**

Trabalho submetido por

JAVIER NETO DOMINGUES

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por

Prof. Doutor Pedro Maria Veiga Abecasis

setembro de 2021

DEDICATÓRIA

Dedico esta tese à minha amada família.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, a DEUS, por guiar o meu caminho e me iluminar nas minhas ações. À MINHA FAMÍLIA. À minha adorada e linda ESPOSA, por estar presente nos bons e maus momentos, por nunca duvidar de mim e por ser o motivo da minha felicidade. Aos meus adorados filhos BRUNO e RODRIGO, por serem a motivação mais perfeita que posso ter, são o motor da minha vida, a razão do meu ser e fazem com que cada desafio, por mais difícil que pareça, seja fácil. Mal nasceram tornaram-se na minha razão de viver.

Ao meu amigo Oswaldo Malfacini, que, enquanto eu estudava, passou noites inteiras a trabalhar no nosso laboratório. Às minhas queridas amigas e colegas Thalita Sorrilha e Thaissa Brito que, com o seu amor e amizade, me ajudaram a alcançar este objetivo. Aos meus colegas de trabalho, Sonia Neto e Tiago Santos, que além de me permitirem fazer parte do grupo Montellano, me permitiram estudar durante todo este ano de equivalência, sem comprometer o meu trabalho. E, finalmente, ao meu orientador de tese Dr. Pedro Abecasis, cujo profissionalismo e simpatia me deram o foco para a conclusão desta tese.

RESUMO

O método dos elementos finitos tornou-se na técnica mais utilizada na análise de fenómenos físicos no campo da estrutura, mecanismos sólidos e fluidos. Na biomecânica, este método sofreu avanços consideráveis quer na investigação quer como instrumento de ensino e pode ser usado para encontrar factos ou processos de estudo que com outro instrumento não seriam possíveis (3).

A análise por elementos finitos é um método numérico e tem vantagens consideráveis na fotoelasticidade. É muito útil na análise de geometrias complexas e permite a determinação das tensões e distorções sofridas por um componente tridimensional. Estes elementos finitos são formados pela divisão da estrutura original numa série de secções de forma adequada, onde cada uma delas conserva as mesmas propriedades dos materiais reais (4,5).

Muitos destes métodos têm sido aplicados em estudos de medicina dentária restauradora, que consegue preservar e restaurar dentes cariados, restaurações defeituosas, dentes perdidos ou traumatizados. Em geral, o método dos elementos finitos é especialmente indicado para prever tendências e realizar análises paramétricas (2). Obviamente, é muito importante conhecer em detalhe as propriedades dos materiais anisotrópicos e as suas relações constituintes para desenvolver um modelo válido de elementos finitos (1). Portanto, é uma ferramenta útil que permite a realização de um grande número de análises em componentes e estruturas complexas, difíceis de obter pelos métodos analíticos clássicos.

Um programa de elementos finitos consiste num software complexo onde convergem inúmeras operações. A preparação dos dados e a análise dos resultados numéricos que aparecem como produto do cálculo são tarefas que tendem a ser integradas no próprio software. Os cálculos de elementos finitos são efetuados num processador no qual estão incluídas todas as ajudas para a preparação dos dados e produção dos resultados, e num pós-processador que facilita a análise e interpretação dos mesmos, geralmente sob a forma de gráficos (traçado de curvas, gráficos tridimensionais, tabelas, etc.) O objetivo desta tese é rever a literatura de forma a compreender como é feito um elemento finito que permita o estudo biomecânico dos diferentes tipos de próteses feitas pelo médico dentista. No âmbito da investigação, serão revistos os diferentes tipos de

materiais utilizados atualmente e o seu comportamento com as forças interpretadas na boca, bem como os movimentos de mastigação e os contactos dentários na oclusão. Isto dará ao médico dentista uma ideia geral sobre a seleção de materiais de acordo com o tipo de reabilitação (10).

Palavras-chave: Elementos finitos, Biomecânica, Prostodontia, Análise de stress.

ABSTRACT

The finite element method has become the most widely used technique for the analysis of physical phenomena in the field of structure, solid and fluid mechanisms. For biomechanics, this method has received considerable advances in research and as a teaching tool, it can be used to find facts or study processes that with another tool are not possible (3).

Finite element analysis is a numerical method and has important advantages over photoelasticity. It is very useful in the analysis of complex geometries and allows the determination of the stresses and distortions experienced by a three-dimensional component. These finite elements are formed by dividing the original structure into a series of suitably shaped sections, each of which retains the same properties as real materials (4,5).

Many of these methods have been applied in studies of restorative dentistry, which can pre-serve and restore teeth that have decay, defective restorations, lost and traumatized teeth. In general, the finite element method is especially suitable for predicting trends and performing parametric analysis (2). Obviously, it is very important to know in detail the properties of anisotropic materials and their constituent relationships to develop a valid finite element model (1). Therefore, it is a useful tool that allows performing a large number of analyses on complex components and structures, which are difficult to obtain by classical analytical methods.

A finite element program is a complex piece of software in which numerous operations converge. The preparation of the data and the analysis of the numerical results that appear as a product of the calculation are tasks that tend to be integrated into the software itself. Finite element calculations consist of a processor which includes all the aids for the preparation of the data and generation of the results, and a post-processor which facilitates the analysis and interpretation of the results, usually in the form of graphs (plotting curves, three dimensional graphs, tables, etc.). As part of the research, the different types of materials currently used and their behavior with the forces interpreted in the mouth, as well as chewing movements and tooth contacts in occlusion will be reviewed. This will give the dentist a general idea about the selection of materials according to the type of rehabilitation.

Keywords: Finite element, Prosthodontics, Stress analysis, Biomechanics.

ÍNDICE GERAL

I. INTRODUÇÃO.....	13
1) CONTEXTUALIZAÇÃO	13
2) OBJETIVO	14
3) ORGANIZAÇÃO DO RELATÓRIO	14
II. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	17
1) PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS DENTÁRIOS	17
2) ELEMENTOS FINITOS	26
2.1) Discretização do problema:.....	27
2.2) Imagem.....	28
2.3) Confeção de malhas.	29
2.4) Condições de fronteira.	29
2.5) Tipos de soluções.	30
2.6) Utilidade da AEF.....	34
III. DESENVOLVIMENTO.....	35
1) MATERIAIS E MÉTODOS.....	35
1.1) Recolha da informação.....	35
1.2) Definição de dados	35
IV. RESULTADOS	37
1) Implementação em parodontia.....	37
1.1) Aplicação da AEF em próteses fixas.....	39
1.2) AEF em Próteses Removíveis	44
1.3) Aplicação de AEF em reabilitação sobre implantes.....	47
1.4) AEF em pacientes totalmente edêntulos com implantes osseointegrados. ...	51
V. CONCLUSÃO.....	59
VI. BIBLIOGRAFIA	61

Índice de Figuras

Figura 1 - Dinamômetro de mola 283-L series (KERN & SHON).....	22
Figura 2 - Instron-3367 máquina de ensaio de tensão.....	23
Figura 3 - Relação entre o nível de stress e a ordem das franjas. Tensão baixa indicada por 1 franja ou menos; tensão moderada indicada por entre 1 e 3 franjas; e tensão alta indicada quando estão presentes mais de 3 franjas. (11).....	24
Figura 4 – Discretização.....	28
Figura 5 - Contornos de tensão Von Misses em superfície oclusal de coroa implantosoportada. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER (21).....	30
Figura 6 - Passos no método dos elementos finitos: (a) modelo 3D; (b) malha; e (c) tensões resultantes. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.....	31
Figura 7 - Coroas em Dissilicato de lítio. E-max CAD (IVOCLAR VIVADENT), com estratificação feldspática.....	39
Figura 8 - Primeiro molar inferior. Ilustração anatômica coronal e radicular.....	40
Figura 9 - Componentes de uma Prótese Cerâmica com uma base estrutural aleatória (Cr-Co, DiLi, Zr). Refere a assimetria de cada elemento que conforma a coroa.....	41
Figura 10 - Elemento finito de Prótese esquelética removível. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.....	44
Figura 11 - Elementos finito de sistemas de retenção de prótese parcial removível. A) Gancho de retentivo; B) Gancho recíproco; C) Apoio oclusal. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.....	45
Figura 12 - Elementos finitos de prótese total. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.....	46
Figura 13 - AEF aplicado a coroas sobre implantes dentários. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.....	48
Figura 14 - Elemento finito de implante dentário. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.....	50

Figura 15 - AEF duma sobredentadura de barra-clips. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.....	52
Figura 16 - Prótese híbrida metal acrílica.....	55
Figura 17 - AEF de estrutura de prótese híbrida. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.....	55
Figura 18 - Prótese total superior em Zr-monolítica.	56
Figura 19 - Prótese total combinada (Zr-cerâmica feldspática).	56
Figura 20 - AEF de prótese total superior em Zr-monolítica. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.....	57
Figura 21 - AEF de próteses totais aparafusadas. Análise oclusal de tensões. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.....	58

Índice de quadros e tabelas

Tabela 1 - Parâmetros essenciais para o correto desempenho dos transdutores.....	21
----------------------------------------------------------------------------------	----

Lista de Siglas:

EF	-	Elemento Finito.
AEF	-	Análise de Elementos Finitos.
MEF	-	Método de Elemento Finito.
pH	-	Potencial de Hidrogénio.
2D	-	Duas Dimensões.
3D	-	Três Dimensões.
TC	-	Tomografia Computorizada.
RM	-	Ressonância Magnética.
CAD	-	Desenho Assistido por Computador.
CAM	-	Manufatura Assistida por Computador.
Cr	-	Cromo.
Co	-	Cobalto.
Zr	-	Zircónio.
DiLi	-	Dissilicato de Lítio.
PPR	-	Prótese Parcial Removível.
FDFAC	-	Prótese Dentária Fixa de Arcada Completa.

I. INTRODUÇÃO

1) CONTEXTUALIZAÇÃO

Diversas metodologias foram desenvolvidas com o propósito de melhorar a nossa compreensão da distribuição das forças no sistema estomatognático. Entre algumas destas, podemos referir: modelos fotoelásticos, modelos matemáticos analíticos, utilização de extensómetros, e análises como a análise por elementos finitos (AEF) [1].

O método AEF é capaz de fornecer dados quantitativos pormenorizados em qualquer local dentro do modelo matemático. Assim, a AEF tornou-se numa ferramenta analítica valiosa na medicina dentária. É um método recente de análise de stress, inicialmente desenvolvido em 1956 na indústria aeronáutica. No início, esta técnica foi extensivamente usada apenas na engenharia aeroespacial, mas, pouco a pouco, devido à flexibilidade do método para modelar qualquer tipo de geometrias complexas e fornecer resultados instantâneos, foi afirmando a sua presença na medicina dentária no início da década de 1970 (2,3).

Nos dias de hoje, o método dos elementos finitos é a técnica de modelação estrutural mais utilizada devido à sua capacidade de lidar com problemas relacionados com o comportamento de cargas complexas; é, na atualidade, uma ferramenta básica na conceção e análise de estruturas. O conhecimento do seu alcance e a sua correta aplicação a nível dentário permite-nos conceptualizar e observar o comportamento da distribuição da carga na estrutura dentária (2,3).

O método dos elementos finitos passou a ser a técnica mais utilizada na análise de fenómenos físicos no campo da estrutura, mecanismos sólidos e fluidos. Na área da biomecânica, este método sofreu avanços consideráveis na investigação e como instrumento de ensino, pode ser usado para encontrar factos ou processos de estudo que com outro instrumento não seriam possíveis (6).

A análise por elementos finitos é um método numérico e tem vantagens importantes sobre a fotoelasticidade. É muito útil na análise de geometrias complexas e permite a determinação das tensões e distorções sofridas por uma componente tridimensional. Estes elementos finitos são formados pela divisão da estrutura original

numa série de secções de formato adequado, mantendo cada uma delas as mesmas propriedades dos materiais reais (8,9).

Muitos destes métodos têm sido aplicados em estudos de medicina dentária restaurativa, que consegue preservar tecidos dentários, restaurar dentes cariados, restaurações defeituosas, dentes perdidos ou traumatizados. Em geral, o método dos elementos finitos é especialmente indicado para prever tendências e realizar análises paramétricas (2). Obviamente, é importante conhecer pormenorizadamente as propriedades dos materiais anisotrópicos e as suas relações constituintes para desenvolver um modelo válido de elementos finitos (1). Assim sendo, é uma ferramenta vantajosa que permite a realização de um grande número de análises em componentes e estruturas complexas, difíceis de obter pelos métodos analíticos clássicos (2).

Um programa de elementos finitos consiste um software que efetua de forma convergente inúmeras operações. A preparação dos dados e a análise dos resultados numéricos que aparecem como produto do cálculo são tarefas tendencialmente integradas no próprio software. Os cálculos de elementos finitos são feitos num processador que inclui todas as ajudas para a preparação dos dados e geração dos resultados, e num pós-processador que facilita a análise e interpretação dos mesmos, geralmente sob a forma de gráficos (traçado de curvas, gráficos tridimensionais e tabelas) (10).

2) OBJETIVO

Esta tese tem como objetivo rever a literatura, a fim de compreender como é feito um elemento finito que permita o estudo biomecânico dos diferentes tipos de próteses utilizadas para a reabilitação parcial ou total dos doentes que recorrem à consulta de prostodontia. No âmbito da investigação, serão revistos os diferentes tipos de próteses utilizados atualmente e o seu comportamento com as forças interpretadas na boca. Isto dará ao médico dentista uma ideia geral sobre a seleção de materiais de acordo com o tipo de reabilitação.

3) ORGANIZAÇÃO DO RELATÓRIO

De forma que o trabalho desenvolvido ao longo da dissertação seja interpretado com clareza, será feita uma divisão da mesma em 4 capítulos diferentes.

No primeiro capítulo (1), é feito um enquadramento do trabalho, definidos os objetivos a alcançar e explicada a estrutura da dissertação.

No segundo capítulo (2), é apresentada a revisão bibliográfica do tema em estudo. Inicia com uma breve explicação sobre o conjunto de propriedades mecânicas existentes, sendo posteriormente relacionada com a área de medicina dentária, especificamente com a área de prostodontia.

O terceiro capítulo (3), foca o desenvolvimento da revisão efetuada com a validação dos sistemas de elementos finitos, através da revisão bibliográfica de artigos. A mesma irá revelar conhecimentos sobre as tensões e o stress nos diferentes tipos de próteses dentárias (fixas e removíveis), assim como o comportamento mecânico de cada uma.

No quarto (4) e último capítulo, são apresentados os resultados do trabalho elaborado. Em função desta revisão, o médico dentista pode avaliar melhor cada situação clínica individualmente e tomar decisões em função da previsão dos diferentes tipos de próteses usados na atualidade.

II. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

1) PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS DENTÁRIOS

A tensão é uma propriedade mecânica, que está associada à resposta interna de um corpo a forças externas e é definida como a força dividida pela área em que atua. Aqui encontra-se a própria tensão como resistência às forças que tentam separar um corpo; a compressão que lida com as forças que tentam tornar um corpo mais pequeno, e finalmente o cisalhamento que é o que tenta deslizar a porção de um corpo sobre outro. A concessão de qualquer estrutura requer um meio que preveja o stress que será desenvolvido quando sujeita à aplicação de forças. As técnicas podem ser separadas para medir a análise de tensão em subgrupos teóricos e experimentais. A abordagem teórica utiliza fórmulas matemáticas e a abordagem experimental envolve medições de vários tipos, feitas diretamente sobre as estruturas de interesse (11).

Estas tensões são acompanhadas por uma mudança na forma de um corpo, que é descrita como deformação, e envolve todas as mudanças de comprimento em relação ao comprimento inicial. Esta relação leva à análise do chamado stress - deformação dos materiais. Para estudar a tensão como parâmetro, podem ser feitas as chamadas curvas de tensão-deformação, das quais se obtém informação submetendo uma amostra do material, com uma determinada tensão, numa máquina de ensaio especial onde a carga e a alteração do comprimento são continuamente monitorizadas. Esta curva é construída traçando um eixo vertical e um eixo horizontal a fim de obter informações sobre o comportamento do material quando certas cargas são aplicadas. Inicialmente começa com uma linha reta, mas se a tensão for removida do material, obtém-se uma recuperação completa da sua forma inicial e esta área é chamada zona de comportamento elástico. Quando a amostra sofre uma tensão para além desta gama elástica, ocorrerá uma deformação permanente, ou seja, a forma inicial já não é recuperada, e esta área é conhecida como a zona de comportamento plástico (11, 12).

Uma das principais propriedades deste tópico é o módulo elástico que mede a rigidez de um material. Os materiais com elevado módulo elástico têm um menor risco de deformação em comparação com os materiais com baixo módulo elástico quando

sujeitos à mesma carga. Após a aplicação da carga, o material sofre uma recuperação imediata ou completa, o que é conhecido como comportamento elástico (11).

Ligada a esta propriedade está a resistência à deformação, que desempenha um papel fundamental no comportamento dos materiais quando as cargas são aplicadas. A tensão exercida atinge um ponto em que já não é proporcional à deformação, o que é conhecido como limite proporcional. Um aumento adicional acima deste limite proporcional levará o material a um estado em que não causará a recuperação da forma original (forma-se uma tensão residual). Esta perda permanente e irreversível é designada por limite elástico. Se um material for sujeito a forças e cargas mais elevadas, após deformação permanente, ocorrerá uma fratura e este ponto é chamado limite plástico. Os materiais também apresentam certas características de resistência a este tipo de fenómeno, como a força máxima (11, 12).

Uma das alterações que pode ser observada no momento da falha ou fratura de um material é a alteração que ocorre no momento do incidente (medição do alongamento máximo) e que é representada como uma percentagem da deformação. Contudo, existem materiais que, dependendo da área de aplicação da carga, apresentam um comportamento diferente; este comportamento, chamado anisotrópico, é geralmente observado claramente nos materiais aplicados sobre a dentina, verificando-se uma diferença quando uma carga é paralela aos túbulos e quando a mesma carga é aplicada transversalmente (8).

A capacidade dos materiais para demonstrar certos comportamentos ao longo do tempo, principalmente a taxa de deformação do material, é conhecida como comportamento viscoelástico. Neste fenómeno, o stress que se desenvolve dentro do material depende do ritmo a que o material é deformado. Geralmente, a resposta de um material viscoelástico depende da taxa da carga aplicada e da duração da carga. Vários autores dividem-no em dois aspetos principais: relaxamento e fluência (também conhecido por creep). No primeiro, a tensão interna do material enfraquece à medida que o tempo avança e a deformação imposta não muda; a natureza desta diminuição e a quantidade de tensão residual depende particularmente do tipo material a ser deformado. No segundo, à medida que o tempo avança, a tensão aumenta, mas quando a carga é removida algum tempo depois, há uma recuperação instantânea da tensão, seguida de uma

redução da tensão residual. A maioria dos materiais biológicos e materiais utilizados em procedimentos restauradores apresentam algum grau de comportamento viscoelástico (8).

Uma das características dos materiais que mais interessa aos médicos dentistas, envolvidos no processo de reabilitação oral, é a dureza. A dureza é uma medida da resistência de um material à penetração ou ao riscamento. O teste mais comum para medir a dureza consiste em indentar um material através de uma cabeça de indentação precisa sob uma carga pré-determinada durante um período de tempo específico, dividindo a carga aplicada do indentro pela área de indentação projetada para obter a dureza mais elevada. Um material duro significa que será mais resistente à abrasão e mais difícil de polir e fazer brilhar do que um material mais macio. Exemplos de testes de indentação são: Brinell (indentro esférico) e Vickers (forma piramidal) (8, 11, 12).

Outra propriedade indispensável na tomada de decisões sobre a escolha de materiais dentários é a propriedade da fadiga, que depende da magnitude da tensão e do número de ciclos aplicados. O material terá um ponto de resistência final, como, por exemplo, quando um clipe metálico é dobrado em direções opostas no mesmo ponto, uma e outra vez, até se fraturar (8).

Uma propriedade a ter em conta é o Coeficiente de Poisson, que é o quociente entre a distorção lateral e a distorção axial dentro de uma gama elástica. Em caso de tração, o coeficiente indica que a diminuição da secção transversal é proporcional ao alongamento durante a deformação elástica. Esta diminuição na secção transversal continua até que o material se rompa (8).

O coeficiente de Poisson é uma propriedade de engenharia do material. Pode ser calculado num estudo com uma força compressiva axial; está relacionado com a natureza e simetria das forças de ligação interatómicas. O coeficiente de um material isotrópico ideal é de 0,5. A maioria dos materiais de engenharia tem valores de 0,3 (12).

Aplicando os princípios acima descritos, há duas considerações principais a fazer na modelação e fabrico de estruturas protéticas orais. A primeira está relacionada com a reprodução geométrica da situação; o modelo pode refletir fidelidade tridimensional total ou parcial e pode ser fabricado em tamanho real, menor ou maior. A segunda consideração de modelação diz respeito à simulação das propriedades mecânicas do sistema a ser substituído. Não é possível modelar todas as propriedades mecânicas de um

elemento estrutural, por conseguinte, deve ser tomada uma decisão quanto às propriedades mais relevantes face ao problema clínico em questão. Uma vez que a gama de funcionamento de todas as estruturas e restaurações dentárias deve terminar antes do início da deformação permanente, o módulo de elasticidade é o parâmetro apropriado para a modelação.

Dadas as propriedades mecânicas dos materiais, devemos conhecer os métodos utilizados para a medição, que começam com os transdutores. Para compreender isto, é importante ter em conta que um sinal de saída de um sistema de controlo pode não ter a mesma natureza que o sinal de entrada do mesmo; por esta razão, muitos sistemas incorporaram elementos eletrónicos responsáveis pela medição e conversão do sinal de saída para tornar possível a comparação com o sinal de entrada (15).

Entende-se por um transdutor qualquer dispositivo que transforme variáveis físicas em sinais elétricos (2). É um dispositivo que recebe na sua entrada, um sinal de certa natureza e é capaz de transformar esse sinal de uma forma diferente. A utilidade de um sinal transduzido consiste em ser facilmente transportável e aplicável aos sistemas de controlo eletrónico. Estes também são denominados sensores, o que é aceitável se os sinais na entrada e saída do sensor forem de natureza diferente. Os transdutores estão associados a um padrão ou curva de calibração através da qual se pode saber como o sinal de saída varia de acordo com a magnitude da medição (2).

Relativamente à avaliação das forças, os efeitos podem variar em função da direção e do sentido em que a força é aplicada. Portanto, quando uma força é aplicada a um corpo, as deformações a que ele é submetido podem ser muito diversas (2).

Os transdutores dividem-se em ativos e passivos. Os transdutores ativos são aqueles que devem ser ligados a uma fonte externa de energia elétrica de modo que possam responder à quantidade física a medir, tais como fotorresistores e termoresistores. Os transdutores passivos são aqueles que dão diretamente um sinal elétrico em resposta à quantidade física, tais como fotodíodos e sondas de pH. Entre os ativos encontramos os transdutores eletromagnéticos, piezoelétricos, termoelétricos e fotoelétricos; entre os passivos temos os transdutores resistivos (modificáveis pelo meio ambiente), como é o caso dos potenciométricos, piezoresistivos, termoresistivos, fotoresistivos. (15).

Os transdutores devem seguir uma série de parâmetros responsáveis por definir a gama de trabalho, bem como a fiabilidade ao medir a magnitude para a qual foram concebidos (16).

Tabela 1 - Parâmetros essenciais para o correto desempenho dos transdutores.

Linearidade	Relação entre o sinal elétrico de saída do transdutor e a magnitude.
Exatidão	Desvio máximo entre a magnitude de entrada e a magnitude de saída.
Estabilidade	Constante de proporcionalidade entre o sinal de entrada e o sinal de saída em todas as condições de trabalho.
Gama de medição	Diferença entre o sinal máximo e mínimo que o transdutor pode medir
Repetibilidade	Tolerância dentro da qual a mesma medição pode ser repetida.
Sensibilidade	Relação entre a variação do sinal de entrada e o sinal de saída.
Velocidade de resposta	Capacidade do sinal de saída para seguir as variações do sinal de entrada.
Insensibilidade às variações	Nível máximo que as variações no sinal de entrada podem ter para não alterar a informação contida no sinal de saída.
Ruído	Nível dos sinais produzidos no interior do transdutor devido a várias causas de perturbação
Potencia de resolução	Valor mínimo do sinal de entrada distinguível pelo transdutor.

Estes dispositivos são normalmente denominados "elementos dinamométricos". São constituídos por um núcleo de aço deformável como elemento recetor da carga a ser medida. A forma e dimensão deste elemento sensor depende de: tipo de força (compressão e tração), alcance de medição, precisão e perfil geométrico. A sua forma física vai depender do tipo de medição a ser feita. O dinamómetro é um instrumento de medição usado para medir a intensidade das forças de tração e de compressão. Criado por Isaac Newton, a base do funcionamento do dinamómetro está numa mola (ver figura 1)

que aplica a Lei de Hooke, segundo a qual a deformação sofrida por um corpo elástico é diretamente proporcional à força aplicada e inversamente à sua secção (16).

Este instrumento é composto por uma mola contida dentro de um cilindro de plástico, cartão ou metal, equipado com dois ganchos, um em cada extremidade, com uma balança, em unidades de força, marcada no cilindro oco que rodeia a mola. Quando um certo peso é pendurado ou uma força é exercida no gancho inferior, o cursor no cilindro inferior move-se na escala externa, indicando o valor da força. A mola é calibrada em "Newton", a unidade de força do Sistema Internacional de Unidades (19)



Figura 1 - Dinamômetro de mola 283-L series (KERN & SHON)

Um outro equipamento de ensaio concebido para avaliar as propriedades mecânicas dos materiais e dos seus componentes, é o Instron. Criado (ver figura 2), em 1946, por Harold Hindman e George Burr, que trabalharam juntos no Massachusetts Institute of Technology para conceber esta máquina que testa os materiais baseados em células transdutoras. Este equipamento é utilizado efetuar para testes mecânicos. O equipamento aplica forças ou deslocamentos à amostra de ensaio com a finalidade de medir a resistência, rigidez e outros parâmetros que definem o seu comportamento mecânico. Entre as suas aplicações encontramos: resistência (apenas variável no seu início), determinação das propriedades mecânicas do material, tais como módulo de elasticidade, resistência à fratura, deformação, determinação de coeficiente de Poisson.

aplicação de tração, compressão, esforços de flexão, aplicação de esforços ou deformações a uma peça ou componente para simular o seu comportamento em uso (20).



Figura 2 - Instron-3367 máquina de ensaio de tensão.

Mais tarde, foi desenvolvida a técnica da fotoelasticidade, que proporciona uma representação visual das tensões num modelo. Estas tensões manifestam-se num dispositivo chamado polariscópio. Estas revelam dois tipos de faixas coloridas (faixas isocromáticas), relacionadas com a intensidade do stress. O outro conjunto de faixas num polariscópio de campo escuro surge como linhas escuras e são chamadas isocromáticas. Estas franjas são sobrepostas às isocromáticas e estão relacionadas com a direção da tensão de um feixe com carga central. A utilização das matrizes isoclínicas e isocromáticas em conjunto com as equações de elasticidade permite o cálculo de cada componente de tensão em todo o modelo. A utilidade dos valores de stress levanta sérias questões devido às variações relatadas nas propriedades mecânicas das estruturas biológicas. Seria absurdo acreditar que os resultados de qualquer técnica de análise de stress poderiam prever os valores precisos de stress em qualquer paciente individualmente. Na maioria das aplicações dentárias, a principal informação necessária é a localização e intensidade das concentrações de stress. Esta informação pode indicar

áreas de fraqueza estrutural e possível falha, em virtude da fratura ou da resistência à fratura do material. Estes dados são obtidos a partir de padrões de franjas isocromáticas. Esta técnica tem sido usada na medicina dentária em diferentes campos (8, 10, 12).

A análise fotoelástica de tensão permite a visualização e quantificação da distribuição de tensão em campo total resultante da interferência de componentes de luz polarizada quando transmitida por um modelo de plástico carregado experimentalmente. Os modelos fotoelásticos têm sido utilizados com sucesso para assinalar diferenças entre vários desenhos protéticos e os efeitos de condições comprometidas através da avaliação comparativa dos resultados relacionados com a tensão (16). Para além dos locais de tensão, a intensidade e as concentrações de tensão podem ser interpretadas com base na cor, número e proximidade das franjas emergentes como se pode ver na figura 3 (8,11).

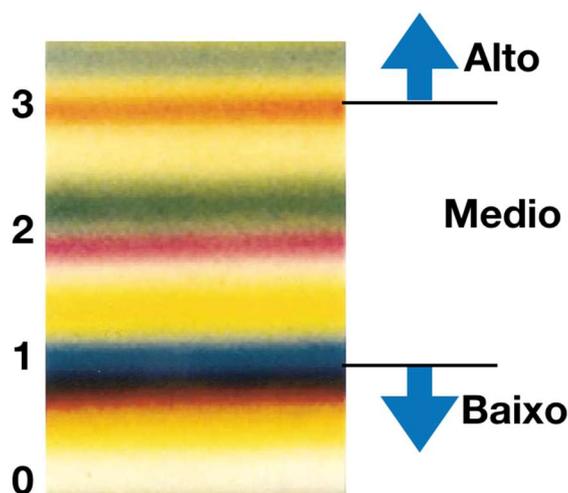


Figura 3 - Relação entre o nível de stress e a ordem das franjas. Tensão baixa indicada por 1 franja ou menos; tensão moderada indicada por entre 1 e 3 franjas; e tensão alta indicada quando estão presentes mais de 3 franjas. (11)

Existem quatro importantes aplicações clínicas de fotoelasticidade na medicina dentária: 1. técnica bidimensional, 2. técnica tridimensional, 3. técnica quase-tridimensional, 4. técnica que combina as três anteriores. Na primeira (bidimensional) é utilizado um modelo que mantém geometricamente a fidelidade num plano como uma secção sagital de um dente. Um requisito desta técnica é que não pode haver variação da tensão através da espessura do modelo; conseqüentemente todas as forças aplicadas

devem estar no plano do modelo. Disponibiliza diferentes vantagens entre as quais se enfatizam: modelos fáceis de fabricar, possibilidade de aplicar uma grande variedade de cargas nos modelos, assim como a possibilidade de testar vários dispositivos no mesmo modelo. O seu principal problema é que pode reproduzir uma geometria tridimensional da cavidade oral imperfeita (11).

Com a segunda técnica (tridimensional) é possível obter uma fidelidade geométrica total, mas apresenta limitações na recolha da informação uma vez que é necessário fazer fatias finas no modelo. Cada fatia é analisada num modelo bidimensional e uma análise de todas elas permite a construção de uma imagem tridimensional. Tem a desvantagem de, depois de fazer as fatias, ser necessário um novo modelo para cada carga e dispositivo de medição (11).

Já a técnica quase-tridimensional manifesta algumas vantagens da técnica bidimensional e tridimensional, porém também tem vantagens e limitações específicas. Esta técnica recorre a modelos com uma precisão geométrica fiel. A única diferença entre a técnica tridimensional e esta técnica reside na forma como as tensões são observadas e registadas. Esta técnica não impõe as restrições da distribuição de tensões num plano, o que se torna uma limitação à técnica. Um dos benefícios desta técnica é o de permitir aplicar múltiplos sistemas de força complexos a vários dispositivos do modelo. Ao contrário da técnica bidimensional, não há restrições à aplicação de forças e tensões, e na técnica tridimensional há a necessidade de destruir o modelo para obter dados de fotoelasticidade. A maior desvantagem desta técnica reside na incapacidade de obter uma verdadeira distribuição tridimensional de tensões através do modelo (11).

A forma mais eficaz de obter soluções para problemas clínicos envolve a combinação de técnicas fotoelásticas. Por exemplo, em problemas complexos podem-se iniciar procedimentos com uma técnica bidimensional e com base nos seus resultados realizar uma análise tridimensional e também recorrer a uma análise quase-tridimensional de modelos em observações de modelos tridimensionais. Após a observação, os modelos são aliviados do stress ao serem submetidos a um ciclo de stress parado, sem aplicação de cargas. Assim, os efeitos de algumas cargas e aparelhos podem ser avaliados quase-tridimensionalmente sem destruição do modelo. Dependendo da natureza dos dados, o modelo pode ser seccionado num determinado ponto. Qualquer uma destas combinações

de técnicas facilitará a determinação de dados de stress em situações particularmente complicadas (11).

Muitos dos estudos efetuados têm indicado que a técnica fotoelástica não prevê necessariamente respostas biológicas; no entanto, a eficácia e importância desta técnica na previsão dos efeitos das tensões num sistema biológico torna a fotoelasticidade útil na demonstração dos princípios biomecânicos da medicina dentária (11).

2) ELEMENTOS FINITOS

A AEF teve origem na necessidade de resolver problemas complexos de elasticidade e análise estrutural nas áreas da engenharia civil e aeronáutica. O seu desenvolvimento está documentado a partir do trabalho de Alexander Hrennikoff e Richard Couran. As raízes da teoria relacionam-se com o método Ritz de análise numérica, que basicamente é um método direto para determinar a solução aproximada de problemas de valores sobre o contorno, introduzido pela primeira vez em 1909. O desenvolvimento destas ideias teve continuidade durante as décadas de 1940 e 50. Em 1953, os engenheiros começaram a usar computadores com a finalidade de resolver problemas estruturais. (12)

O desenvolvimento da AEF começou a sério em meados e finais da década de 1950 para a análise estrutural e da estrutura do avião. Foi impulsionada na Universidade de Estugarda por via do trabalho de John Argyris e em Berkeley através do trabalho de Ray W. Clough na década de 1960, visando a sua aplicação à engenharia civil. Em 1963, a AEF foi reconhecida como uma técnica específica, e uma disciplina académica séria. Com o advento dos computadores pessoais na década de 1980, o recurso a estas técnicas generalizou-se sobremaneira. Nos dias de hoje, os engenheiros de praticamente todas as indústrias podem beneficiar do enorme potencial desta eficiente ferramenta (12).

Em finais da década de sessenta, foi implementada na medicina dentária, substituindo testes de fotoelasticidade, e a sua utilização expandiu-se para analisar o comportamento biomecânico de materiais dentários e estruturas biológicas. É uma técnica de análise de carga usada para determinar o deslocamento e a carga global através da divisão de regiões contínuas da estrutura dos objetos num número finito de elementos, calculando o equilíbrio dinâmico por via destes elementos. (13).

Isto inclui uma série de procedimentos computacionais para calcular o stress e a tensão em cada elemento através da execução de um modelo de solução. Demonstra vantagens de relevo no teste de fotoelasticidade, sendo de enorme utilidade na análise de geometrias complexas, permitindo determinar as tensões e distorções sofridas por uma componente tridimensional. Neste método, é utilizado um sistema complexo de elementos, ou seja, um número finito de elementos estruturais discretos interligados por pontos (nós), formando uma rede. Esta rede está programada para conter o material e as propriedades estruturais (módulo elástico, razão de Poisson e resistência à flexão), que definem como a estrutura pode reagir a determinadas condições de carga. O tema básico é efetuar cálculos apenas a um número limitado (finito) de pontos e depois extrapolar os resultados para todo o domínio (superfície ou volume). Um modelo de elementos finitos com uma descrição topológica da assimetria geométrica e estrutural pode ser obtido em 2 ou 3 dimensões (2D-3D). Recentemente, os modelos 3D para utilização na análise de elementos finitos são os mais comuns no estudo da biomecânica dentária, visto que facultam uma melhor compreensão do comportamento mecânico dos tecidos e estruturas dentárias, obtendo resultados mais realistas e precisos (8).

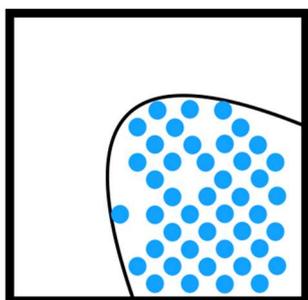
Sucintamente, existem 5 fases fundamentais para a solução de um procedimento utilizando a AEF (12):

1. Discretização do problema.
2. Imagem.
3. Confeção de malhas.
4. Condições de fronteira.
5. Tipos de soluções

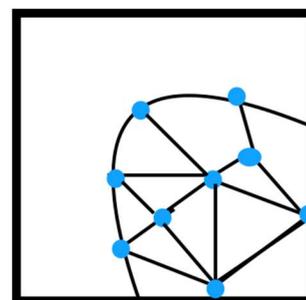
2.1) Discretização do problema:

Resolver um problema da vida real com uma abordagem material contínua é difícil e o básico de todos os métodos numéricos é simplificar o problema através da sua discretização (descontinuação). Simplificando, os nós funcionam como átomos com uma lacuna no meio preenchida por uma entidade chamada elemento. Os cálculos são feitos nos nós e os resultados são interpolados para os elementos (ver figura 4). Há duas abordagens para resolver qualquer problema (12):

- Abordagem contínua (todos os componentes da vida real são contínuos).
- Abordagem discreta (modelação matemática equivalente).



Nº de pontos	∞
dof por pontos	6
Total equação	∞



Nº de nodos	9
dof por nodo	6
Total equação	54

Figura 4 – Discretização

2.2) Imagem

a) Imagiologia e reconstrução tridimensional. Os recentes progressos nas áreas da tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (RM), e microscopia confocal revolucionaram a imagem biológica. Atualmente é possível captar secções em série de praticamente qualquer estrutura e gerar reconstruções tridimensionais sofisticadamente pormenorizadas. Reconstruções tridimensionais de superfície criadas a partir de tomografias computadorizadas servem como modelos para elementos finitos tridimensionais. As reconstruções de superfície tridimensionais iniciais são tipicamente bastante rugosas e exigem uma edição significativa antes de poderem ser importadas para uma ferramenta de EF e ligadas com êxito como um modelo de elementos finitos (13).

b) Processamento de imagem e edição da imagem tridimensional: A edição de imagens tridimensionais é, na maior parte das vezes, um passo intensivo na construção de modelos de EF de estruturas biológicas. O objetivo final do processamento de imagem

tridimensional é gerar um modelo de superfície "estanque" que possa ser importado e manipulado eficazmente no software EF (13).

O aspecto mais importante do processo de simplificação de imagens tridimensionais tem a ver com o suavizar e remover detalhes em áreas selecionadas do modelo. As representações de superfície tridimensionais são compostas por polígonos ligados e são frequentemente denominadas por "modelos poligonais". Quanto mais polígonos um modelo contiver, maior será a sua fidelidade ao objeto que representa e maior será o seu tamanho. O processamento de imagens é o aspecto mais trabalhoso da AEF de estruturas biológicas (13).

2.3) Confeção de malhas.

O MEF usa um sistema complexo de pontos (nós) e elementos, que fazem uma grelha chamada malha. O tema básico da AEF é fazer cálculos apenas com um número limitado (finito) de pontos e depois interpolar os resultados para todo o domínio (superfície ou volume). Qualquer objeto contínuo tem infinitos graus de liberdade e simplesmente não é possível resolver o problema neste formato. A AEF reduz os graus de liberdade do infinito ao finito com a ajuda da discretização, isto é, da malha (nós e elementos), como demonstrado na Figura 5. (13).

2.4) Condições de fronteira.

A condição limite é a aplicação de força e restrição. Diferentes formas de aplicar força e momento são: carga concentrada (num ponto ou nó único), força na linha ou borda, carga distribuída (força variando como equação), momentos de flexão e torque. Nesta fase, é importante referir o critério von Mises, que está representado por uma fórmula onde se calcula a combinação de tensão num determinado ponto que irá causar falha (22). Como se pode ver na figura 6.

Esta fórmula consegue combinar três tensões principais numa tensão equivalente, que é depois comparada com a tensão de rendimento do material (22). A tensão de rendimento é uma propriedade conhecida das estruturas complexas. As hipóteses simplificadoras necessárias para tornar possíveis quaisquer cálculos podem levar a uma conceção conservadora e pesada. Pode permanecer um fator relevante de incerteza no que diz respeito a saber se a estrutura será adequada para todas as cargas de conceção.

Alterações significativas nos desenhos acarretam riscos. Os projetos exigirão a construção de protótipos e testes de campo. Os testes de campo podem envolver uma dispendiosa medição de tensão para avaliar a resistência e deformação (12).

Após a fixação das condições de contorno, o software é executado para determinar tensões e deformações utilizando análise estática linear e análise não linear (ver figura 5) (14).

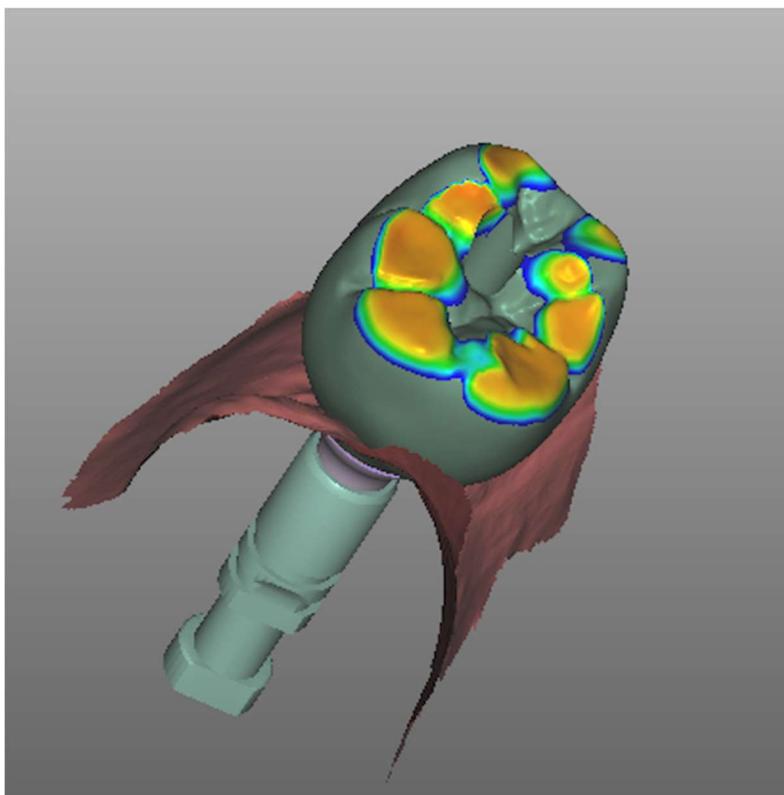


Figura 5 - Contornos de tensão Von Mises em superfície oclusal de coroa implantosoportada. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER (21).

2.5) Tipos de soluções.

A análise acima mencionada é feita para avaliar as tensões que agem sobre os materiais durante a função na cavidade oral, aplicando várias propriedades dos materiais (14). Estas tensões são:

- *Tensão normal ou principal*: atua perpendicularmente à secção transversal e provoca alongamento ou compressão.
- *Tensão de cisalhamento*: atua paralelamente à secção transversal e provoca distorção (alterações na forma original).

Sempre que um corpo elástico é submetido a cargas nas suas 3 dimensões, as tensões desenvolver-se-ão ao longo do eixo principal do corpo. Estas são as tensões principais. Existem três "tensões principais" que podem ser calculadas em qualquer ponto, atuando nas direções x, y, e z. Estas tensões não devem exceder a tensão de rendimento do material (14).

Entre os parâmetros do modelo de elementos finitos estão a geometria detalhada do objeto a modelar, o tipo de elemento a utilizar, as propriedades materiais (isotrópicas, mesmas características, ou anisotrópicas, propriedades diferentes) e as condições de aplicação da carga (12). Todos os materiais da vida real são anisotrópicos, mas são simplificados em propriedades isotrópicas ou ortotrópicas. São aplicados módulos elásticos, coeficiente de Poisson, e resistência à flexão. A análise é realizada como estática linear ou não linear, dependendo da atribuição das características físicas próprias das diferentes partes do dente. Os sistemas lineares são menos complexos e eficazes na determinação da deformação elástica. Muitos dos sistemas não lineares têm a capacidade de testar um material em cada linha de fratura e podem requerer deformação plástica. O resultado final é os valores normais e de tensão de cisalhamento da estrutura sob carga. Na prática, a análise por elementos finitos consiste, regra geral, em 3 passos (Figura 7) que são: A) Pré-processamento, que inclui dados CAD (desenho assistido por computador), malhas e condições de fronteira. B) Processamento ou solução: esta é a etapa em que o software faz o trabalho computacional. Internamente o software executa as formulações matriciais, inversão, multiplicação e solução. C) Pós-processamento: esta etapa inclui a visualização dos resultados, verificação, conclusões e ideias para melhorar o desenho (ver figura 6) (23).

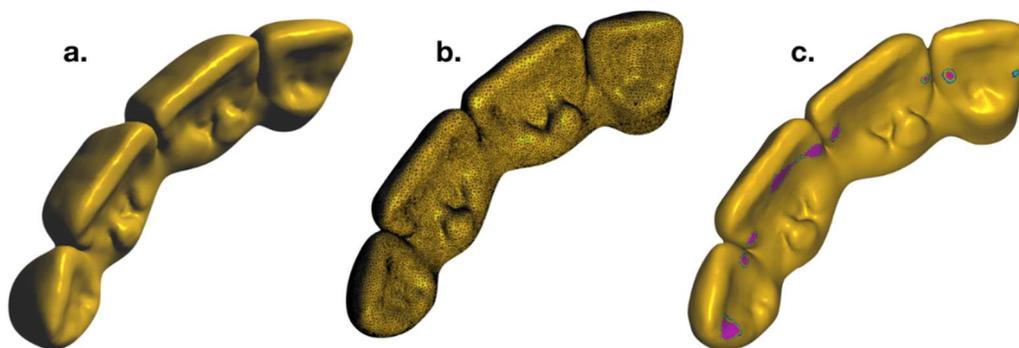


Figura 6 - Passos no método dos elementos finitos: (a) modelo 3D; (b) malha; e (c) tensões resultantes. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER

Há três fatores principais a ter em linha de conta para o desenvolvimento de um modelo de elementos finitos 3D, com foco numa solução de prostodontia: A) Geometria do dente: Varia muito de indivíduo para indivíduo. B) Propriedades do material: Estas são diferentes para cada tipo de material. E C) Forças mastigatórias: a sua localização, magnitude e direção variam de indivíduo para indivíduo. (23).

Para obter estes dados, é necessário recorrer a informações detalhadas da literatura ou utilizar secções histológicas da estrutura dentária, o que faculta uma aproximação estreita aos resultados das diferentes investigações realizadas. Contudo, estas técnicas são muito demoradas e requerem enorme esforço e tempo da parte dos investigadores, razão pela qual, atualmente, se recorre a aparelhos de imagiologia, tais como varreduras de tomografias computadorizadas. No entanto, os resultados obtidos nestas técnicas visuais não são validados porque os seus dados não estão de acordo com os resultados obtidos em diferentes experiências. (23).

Em geral, o método dos elementos finitos é especialmente pertinente no que respeita à previsão de tendências e análise paramétrica. Evidentemente, é muito importante conhecer em pormenor as propriedades dos materiais anisotrópicos e as suas relações constituintes de modo a poder elaborar um modelo válido de elementos finitos. É, portanto, um instrumento útil que permite a realização de uma grande quantidade de análises sobre componentes e estruturas complexas, por exemplo, um sistema de partes onde se deve adicionar ou sobrepor uma malha sobre outra, até se obter um complexo, como é o caso do complexo dentoalveolar, difíceis de obter pelos métodos analíticos clássicos. Um programa de elementos finitos consiste numa peça complexa de software reunindo inúmeras operações. A preparação dos dados e a análise dos resultados numéricos que aparecem como produto do cálculo são tarefas tendencialmente integradas no próprio software. Os cálculos de elementos finitos são efetuados num processador no qual estão incluídas todas as ajudas à preparação de dados e obtenção de resultados, e num pós-processador que facilita a análise e interpretação dos mesmos, regra geral sob a forma de gráficos (traçado de curvas, gráficos tridimensionais, tabelas) (8).

Visto que não é possível construir modelos espaciais (massa, rigidez e amortecimento) com sentido físico, a partir de processos puramente experimentais, a

investigação tem-se concentrado em encontrar formas de tirar partido dos benefícios do método dos elementos finitos e das técnicas experimentais, em simultâneo (22).

Consideram-se três tipos de erros (13):

1) Erros na estrutura do modelo, que ocorrem quando há incerteza nas equações físicas governantes (o caso de sistemas com forte comportamento não linear).

2) Erros nos parâmetros do modelo, que incluem a aplicação de condições de contorno inadequadas, bem como pressupostos imprecisos utilizados para simplificar o modelo. A variável humana tem um papel fundamental no que toca a este erro, tendo em conta que os dados poderão ser fornecidos de forma errada ao sistema.

3) Erros na ordem dos modelos, cuja ocorrência se deve à discretização de sistemas complexos, que podem produzir modelos de ordem insuficiente.

Entre as desvantagens do sistema estão (13):

1) A solução dada pelo programa é uma mistura complexa de cálculos discretos. E as tensões, temperaturas e outras propriedades representam parâmetros contínuos. Assim, os resultados apresentados são aproximações que dependerão do número de elementos utilizados.

2) A geometria do objeto a ser analisado pode gerar erros na solução porque se a malha não mantiver certos parâmetros numa gama pré-determinada, tais como os ângulos das arestas, assim como os rácios de tamanho nas arestas, o método pode falhar num ponto que afeta a convergência do sistema.

3) A densidade dos elementos a que se recorre deve ser introduzida manualmente. Isto gera grandes custos quer computacionais quer de tempo para o utilizador.

4) O tipo de elemento, tal como algumas propriedades, são introduzidos manualmente pelo utilizador. Isto origina erros humanos, e às vezes o programa não faz um alerta sobre as gamas normalmente utilizadas.

Análise e interpretação dos resultados proporcionados pela AEF:

Uma vez definidas corretamente as propriedades de força e tempo, o software efetua uma série de cálculos e equações matemáticas e produz os resultados da simulação. Estes são apresentados de acordo com uma escala de cor, sendo que cada sombra representa um grau diferente de movimento, tensão ou compressão. O modelo permite, de igual modo,

selecionar um determinado eixo ou estrutura para a análise de tensão/compressão ou movimento, facultando a simulação de uma variedade de ocorrências e aumentando assim as possibilidades de análise (16).

2.6) Utilidade da AEF

1. *Comportamentos plásticos e viscoelásticos em materiais:* A AEF tem sido utilizada em estudos para avaliar vários materiais a que a medicina dentária recorre, a fim de conhecer o seu comportamento sob carga e stress.

2. *Análise do contacto dente a dente:* Os fenómenos de deslizamento e fricção afetam de forma preocupante o stress e a tensão criados nas superfícies de contacto entre os dentes (10).

3. *Análise de contacto em estruturas de implantes:* A AEF tem sido usada para compreender a conceção e o comportamento dos implantes e a análise de tensão dos implantes, pilares e a tensão no interior do osso (8, 10).

4. *A AEF tem sido utilizada em Ortodontia:* com a finalidade de estudar o crescimento e desenvolvimento (24).

5. *Stress interfacial em restaurações:* A AEF tem sido útil na compreensão da conceção de restaurações dentárias (10).

6. *Investigar a distribuição do stress durante a preparação da cavidade e o tratamento do canal radicular em endodontia* (25).

7. *Estudar a distribuição de tensões nas estruturas de suporte durante a conceção de próteses fixas e removíveis* (13).

8. *Simulação não linear da propriedade do ligamento periodontal:* Tem sido utilizada para analisar tensões produzidas no ligamento periodontal sob diferentes condições de carga e com quantidades variáveis de níveis ósseos (13).

III. DESENVOLVIMENTO

1) MATERIAIS E MÉTODOS

1.1) Recolha da informação

Foi realizada uma revisão da literatura de forma a determinar a implicação dos elementos finitos na área da Prosthodontia.

A revisão da literatura e recolha de artigos foi feita através da base de dados PubMed, selecionando a busca de acordo com cada um dos métodos. Para os elementos finitos a busca foi efetuada com as seguintes palavras-chave: Elementos finitos, biomecânica, prosthodontia, análise de stress.

1.2) Definição de dados

Dos artigos selecionados, foram tidos em conta aqueles que tinham relação com o comportamento mecânico dos diferentes tipos de próteses utilizados na atualidade. Foram organizados segundo o tipo de próteses, tendo em consideração se estas são removíveis, fixas ou implanto-suportadas. Um grupo específico de artigos foi selecionado, visando determinar o comportamento individual de cada estrutura biológica comprometida (ligamento periodontal, tecidos dentários, osso alveolar).

Numa primeira pesquisa foram obtidos 465 artigos, dos quais só 128 tinham mostravam relação com que se pretendia obter (informação sobre confecção dos diferentes tipos de elementos). Dos mesmos foram escolhidos 46 inerentes ao tema a desenvolver nesta tese.

IV.RESULTADOS

1) *Implementação em protodontia:*

É sabido que a base desta área da medicina dentária não está apenas nos materiais ou no tipo de reabilitação a realizar, mas também, na forma como interagem com todo o sistema estomatognático. O comportamento clínico dos materiais restauradores pode ser calculado recorrendo a testes *in vitro* e *in vivo*.

Os ensaios clínicos aleatórios podem fornecer informação fiável sobre o prognóstico das restaurações protéticas. Contudo, tais ensaios implicam tempo para recolher dados, o custo é elevado e é necessário um grande número de voluntários a fim de obter o poder estatístico de confiança. Deste modo, as simulações de trabalho são ferramentas importantes na obtenção de resultados rápidos e padronizados. Embora as amostras simplificadas, tais como discos e microbarras, utilizadas em testes *in vitro* sejam úteis para determinar a resistência dos materiais e para prever tensões locais que poderiam originar falhas clínicas, estas tendem a subestimar a influência da geometria da restauração na distribuição de tensões (15).

Atualmente existem múltiplos métodos que permitem alcançar este fim, podendo ser divididos em dois grupos:

1. A Reabilitação dentária removível, que contempla basicamente o uso de próteses removíveis acrílicas ou combinadas (metal/acrílico) ao reabilitar um paciente, seja em pacientes totalmente desdentados, pacientes parcialmente desdentados, ou pacientes que têm implantes dentários (substitutos radiculares artificiais). E reabilitação dentária fixa, que inclui as próteses fixas tradicionais feitas nos dentes restantes da boca, ou nos implantes dentários, que podem ser executadas com diferentes tipos de materiais, tais como metal, dissilicato de lítio, zircónio, alumina, feldspato, ou coroas combinando alguns destes materiais no mesmo momento clínico.

2. No campo da reabilitação, as variáveis a equacionar não devem concentrar-se apenas no estudo do comportamento dos materiais individualmente e isoladamente, devemos contemplar a situação clínica de todas as variáveis biológicas envolvidas na cavidade oral. O objetivo é analisar todos os tecidos adjacentes ao local específico da

reabilitação, tais como tecidos duros (osso alveolar e dentes presentes ou remanescentes), assim como tecidos moles (mucosa alveolar e ligamento periodontal).

A AEF torna possível avaliar uma estrutura protésica detalhada e complexa num computador, durante o planeamento da estrutura. A demonstração no computador da força adequada das próteses e a possibilidade de melhorar a conceção durante o planeamento pode justificar o custo deste trabalho de análise. Deste modo, avalia-se em tempo real o comportamento destas próteses em relação ao seu entorno.

Na ausência da AEF (ou de outra análise numérica), o desenvolvimento das próteses deve basear-se apenas em cálculos manuais. Em estruturas complexas, os pressupostos simplificadores necessários para tornar possíveis quaisquer cálculos podem levar a uma conceção conservadora e pesada. Um fator relevante de incerteza pode permanecer, no que toca a saber se a estrutura será adequada para todas as cargas de conceção. Alterações significativas nos desenhos acarretam riscos. Os projetos exigirão a construção de protótipos e testes de campo. Os testes de campo podem envolver uma dispendiosa medição de tensão para avaliar a resistência e deformação (2).

O conhecimento dos valores fisiológicos do stress alveolar é relevante na compreensão da remodelação óssea relacionada com o stress e também dá uma referência de orientação na conceção de implantes dentários (2), ou de outro tipo de próteses (tendo em consideração que de alguma forma ou de outra, todas comprometem o osso alveolar).

A AEF é também proficiente na criação e estudo de estruturas com homogeneidade de material inerente e formas potencialmente complicadas, tais como implantes dentários. Na análise das tensões produzidas no ligamento periodontal sob diferentes condições de carga, no estudo da distribuição de tensões em estruturas de suporte de dentes face a diferentes *designs* de próteses fixas e removíveis e na investigação da distribuição de tensões no dente com preparação da cavidade e preparação biomecânica durante o tratamento do canal radicular (2).

O tipo de modelo informático preditivo descrito, pode ser usado a fim de estudar a biomecânica do movimento dentário, e simultaneamente avaliar com precisão o efeito de novos sistemas e materiais de aparelhos sem haver necessidade de recorrer a modelos animais ou outros modelos menos representativos (2).

1.1) Aplicação da AEF em próteses fixas.

Existem diversas causas para os danos dentários, tais como a perda de superfície dentária cariada ou não cariada. A cárie é uma infecção bacteriana dos dentes que pode acontecer devido a um tipo especial de bactérias na boca, que processam o açúcar, libertam ácido e atacam os dentes. O envelhecimento é outra causa natural da perda de superfície dentária (não cariada), contudo, em algumas pessoas o dano nos dentes fica a dever-se a hábitos de ranger ou cerrar os dentes durante noite (26).

Quando uma quantidade substancial da estrutura dentária é perdida devido a fratura, cárie ou um grande preenchimento antigo, que já não exerce a sua função, as coroas são frequentemente usadas na reconstrução de um dente. As coroas são um tipo de restauração dentária que cobrem a totalidade ou a maior parte de um dente, a mesma e cimentada permanentemente no local para se tornarem a nova camada exterior do dente. Os pacientes podem recuperar funções, correção da fala e estética com a ajuda de diferentes tipos de coroas. A coroa não só reforça um dente danificado, mas também melhora o aspeto, a forma e o alinhamento (ver figura 7) (27).



Figura 7 - Coroas em Dissilicato de lítio. E-max CAD (IVOCLAR VIVADENT), com estratificação feldspática.

As coroas e pontes são restaurações fixas. Ao contrário de dispositivos removíveis, tais como próteses dentárias acrílicas, por exemplo, que se podem retirar e limpar diariamente, as coroas e pontes, são cimentadas a dentes ou a implantes existentes, e só podem ser removidas por um dentista. Por conseguinte, a vida útil das mesmas é essencial. Há vários fatores a contribuir para o desempenho da coroa. É fulcral a compreensão adequada das variáveis que afetam o comportamento mecânico do dente coroado. A previsão da localização mais provável da fratura e a magnitude e distribuição do stress associado a vários tipos de restaurações é importante para o sucesso da produção de restaurações cerâmicas duradouras (28).

A forma geométrica do dente humano é extremamente irregular e é sempre um desafio criar um modelo geométrico suficientemente detalhado. Ver figura 8.



Figura 8 - Primeiro molar inferior. Ilustração anatómica coronal e radicular.

Além disso, a distribuição dos diferentes materiais da estrutura do dente coroado não apresenta qualquer simetria (figura 11). Enquanto o MEF a tem capacidade de prever a resistência dos revestimentos e fornecer uma informação importante das tensões geradas nos dentes e restaurações, a modelação tridimensional com as dimensões reais é desejável a fim de realizar uma análise fidedigna. Este é um tema bastante debatido na literatura recente. No modelo de dentes coroados, devido à complexidade da forma anatómica e da estrutura em camadas do revestimento (ver figura 9), os métodos tradicionais de recolha do contorno da superfície não são rigorosos. De facto, a geometria do dente é muitas vezes demasiado simplificada, ou convertida num modelo bidimensional, o que pode comprometer a fiabilidade na determinação do comportamento mecânico do sujeito (28).

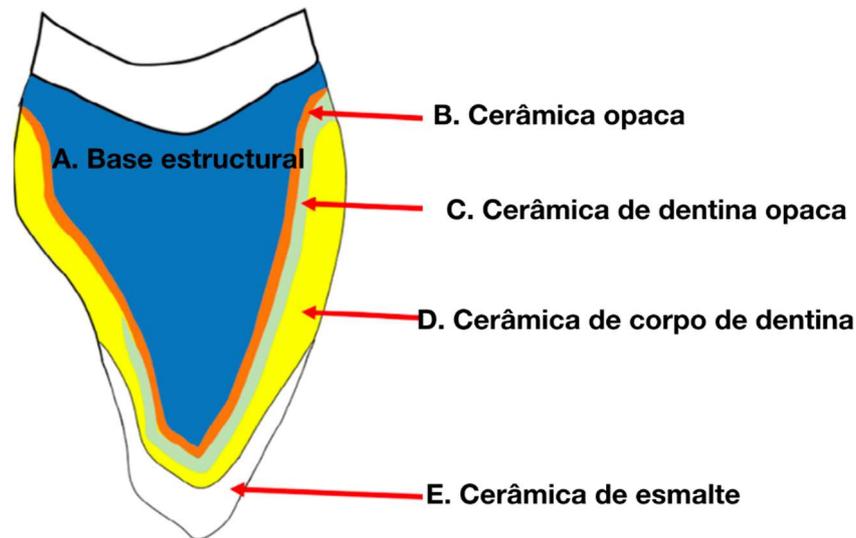


Figura 9 - Componentes de uma Prótese Cerâmica com uma base estrutural aleatória (Cr-Co, DiLi, Zr).
Refere a assimetria de cada elemento que conforma a coroa.

A AEF contribui para reduzir o número de exames laboratoriais e apoia assim o desenvolvimento mais rentável de próteses dentárias. As fissuras de um material cerâmico ocorrem normalmente quando a tensão máxima de primeira ordem excede a sua resistência à tração. Os locais onde as tensões críticas de tração ocorrem primeiro são frequentemente referidos como "pontos fracos" (29).

O MEF convencional está fortemente limitado na previsão do desempenho, a longo prazo, das próteses. Na AEF tradicional, a falha é tipicamente avaliada comparando a resposta computadorizada de uma estrutura com a resistência medida do material, normalmente com um fator de segurança associado. A probabilidade de falha não é quantificada especificamente. Poucos investigadores têm tomado estas incertezas em linha de conta ao tentarem melhorar a resistência global das coroas integralmente em cerâmica, por exemplo. O método tradicional do fator de segurança, que depende em grande medida da avaliação empírica dos decisores, é considerado subjetivo ou arbitrário ao conceber novos produtos ou ao trabalhar com novos materiais. Portanto, não nos pode dar uma medição fiável do nível de segurança porque tanto a tensão como a resistência das peças são incertas (29,30).

A teoria da interferência de tensão-resistência na análise de fiabilidade tem sido abundantemente usada na avaliação da fiabilidade de fadiga de sistemas mecânicos e estruturais. Num modelo de interferência de tensão-resistência, a tensão é definida como

todos os fatores que causaram a falha do sistema; a resistência é definida como todos os fatores resistentes à tensão. Os gráficos de tensão e de resistência nada dizem sobre a fiabilidade do componente no seu ambiente de funcionamento em separado. Só quando os gráficos são sobrepostos uns aos outros é que dão sentido à análise. A área onde as duas distribuições se intersectam é a interferência de tensão-resistência. É nesta área de interferência que um componente mecânico irá falhar. A falha ocorre sempre que um valor de tensão selecionado aleatoriamente da distribuição de tensão excede um valor de força selecionado aleatoriamente a partir da distribuição de força. Na AEF, os parâmetros probabilísticos do modelo, tais como cargas aplicadas e propriedades do material, são modelados como variáveis aleatórias (29,30).

A falha por fadiga é definida como a tendência de um material para se fraturar devido a fissuras progressivas sob repetidas tensões alternadas ou cíclicas de intensidade consideravelmente abaixo da resistência normal. Os danos acumulam-se por contactos cíclicos entre as cúspides superior e inferior, mesmo com cargas consideravelmente inferiores às necessárias para gerar uma degradação de um ciclo e, por fim, limita a vida útil da estrutura. Este tipo de deterioração ocorre mais facilmente na cerâmica estética (porcelana laminada) com cargas de contacto inferiores.

Os métodos de análise de fiabilidade facultam uma abordagem sistemática de modo a ter em conta a variabilidade e incerteza nas restaurações cerâmicas e prever o seu efeito na tendência da vida útil de todos os tipos de próteses.

Existem algumas limitações e várias melhorias que ainda precisam de ser feitas para uma previsão mais exata da fiabilidade das restaurações. Pode-se inferir que esta metodologia proporciona um meio alternativo de avaliação de falhas protéticas quer a clínicos quer a técnicos num futuro próximo (30).

As próteses dentárias cerâmicas passaram a ser uma escolha muito comum para aplicações em coroas e pontes, devido à sua estética superior e biocompatibilidade. No entanto, a resistência da cerâmica continua a representar um problema para a longevidade de uma restauração. A fim de ultrapassar este problema, a maioria destes sistemas requer a combinação de duas camadas de material, como uma liga metálica ou um núcleo de cerâmica forte e uma porcelana de revestimento fraco com melhores propriedades óticas.

Durante os ciclos de arrefecimento, os diferentes comportamentos térmicos e mecânicos dos materiais utilizados poderiam produzir tensões transitórias e residuais nas restaurações. Se houver uma diferença significativa no comportamento de expansão térmica entre o metal e a cerâmica de revestimento, as tensões residuais a níveis não negligenciáveis permanecem sobre a coroa. Estas tensões são os principais fatores que contribuem para o potencial de falhas catastróficas.

Alguns fatores no processo de queima, tais como altas temperaturas de queima e formas geométricas irregulares das restaurações, fazem com que seja difícil determinar a distribuição e quantidade das tensões residuais nos métodos experimentais. Consequentemente, é necessário levar em linha de conta os efeitos de todos os comportamentos e utilizar soluções assistidas por computador para lidar eficazmente com estes tipos de problemas (31).

Tendo em mente os princípios fundamentais dos materiais dentários, considerando atentamente a rigidez de cada material, torna-se importante descrever conceitos específicos no âmbito das restaurações protéticas fixas. Antes de mais, devemos ser claros sobre a organização atômica de cada elemento equacionado na restauração. Se nos referirmos a materiais cerâmicos, encontramos estruturas atômicas desorganizadas, o que torna a cerâmica muito frágil. Obviamente, são materiais de elevada estética, por esta razão, as fusões de materiais são normalmente utilizadas. Os metais, por outro lado, têm estruturas atômicas organizadas que lhes conferem propriedades de estabilidade, tais como ductilidade, a capacidade de um material se deformar elasticamente e com um ponto de fadiga e fratura distante do limite proporcional. Sucintamente, as restaurações funcionam de uma forma simples, aproveitam todas as propriedades óticas e a biocompatibilidade da cerâmica dentária e unem-se com materiais metálicos como o Cromo-Cobalto ou Zircónio, para compensar a fragilidade da cerâmica através da ductilidade dos metais. Assim, a resistência estrutural da prótese fixa é atingida.

1.2) AEF em Próteses Removíveis

Dentro deste grupo de próteses podemos encontrar vários tipos dependendo do gênero de edentulismo de cada paciente, assim como do material que se aplica para realizar a reabilitação. Entre estes podemos descrever basicamente próteses *parciais* removíveis, e próteses removíveis acrílicas, sendo estas últimas totais ou parciais.

As próteses parciais removíveis seguras por ganchos colados (PPR), por razões de custo e tempo de fabrico, continuam a ser amplamente usadas em pacientes que necessitam de substituição parcial de dentes (ver figura 10). Como as PPR não são fixas rigidamente, estão sujeitas a movimentos em resposta a cargas funcionais. Estes movimentos funcionais induzem tensões e deformações na estrutura metálica da prótese. Os retentores diretos são concebidos e utilizados para controlar estes possíveis movimentos. A escolha dos elementos de retenção e a sua conceção individual requerem considerações biomecânicas. As estruturas metálicas das PPR são criadas e fabricadas utilizando uma sequência de etapas técnicas baseadas em requisitos biomecânicos teóricos, mas o seu comportamento ao longo do tempo é importante. A fratura por fadiga e as taxas de sobrevivência dos fechos não foram bem descritas na literatura (38,39).



Figura 10 - Elemento finito de Prótese esquelética removível. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER

Devido à complexa geometria das PPR, a análise de tensões é complicada. A literatura apresenta a análise de elementos finitos realizada apenas em componentes como conectores principais, diferentes fivelas de fundição, acessórios, e coroas telescópicas. A simulação por computador permite análises de tensão e deslocamento, mas estas últimas não foram descritas para as PPR (37). Ver figura 11.

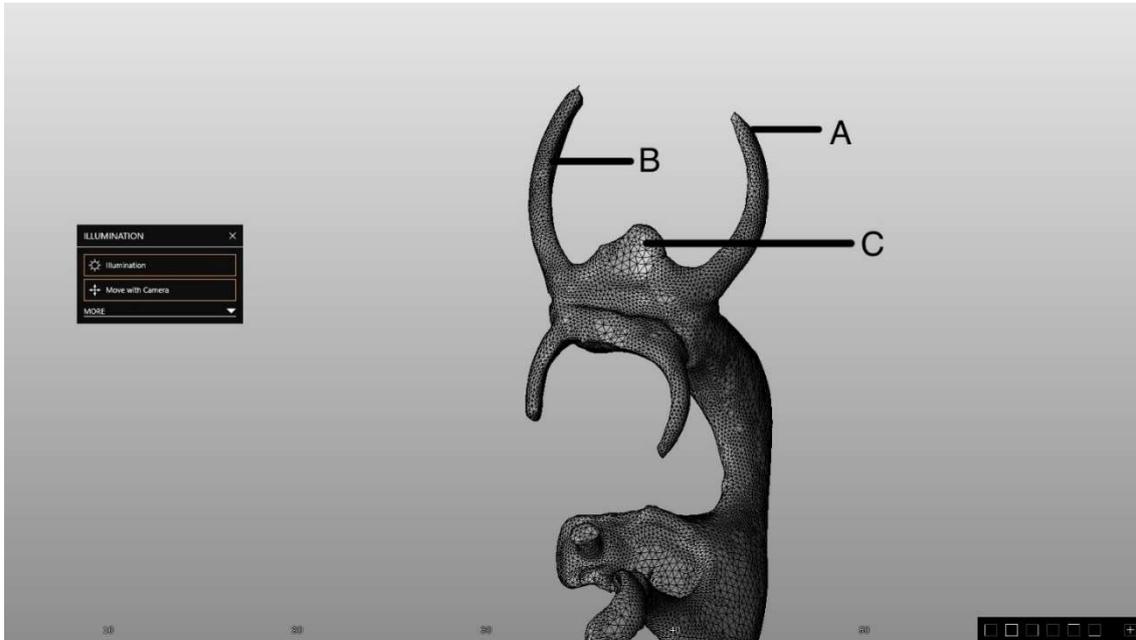


Figura 11 - Elementos finito de sistemas de retenção de prótese parcial removível. A) Gancho de retentivo; B) Gancho recíproco; C) Apoio oclusal. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.

Os resultados obtidos recorrendo a uma AEF dependem de parâmetros que são introduzidos num programa informático, tais como as coordenadas dos pontos utilizados para a produção de um modelo geométrico, a escolha do tipo de EF, as propriedades dos materiais, as propriedades dos elementos, e condições de contenção e carregamento. A habilidade, rigor e perícia dos investigadores que procedem às análises também podem influenciar o resultado (39).

Espera-se que o envelhecimento crescente da sociedade europeia tenha como consequência um aumento do número de pessoas a usar próteses totais acrílicas. A acrescer a isto, uma maior longevidade resultará também num aumento do número de pacientes com problemas intratáveis (42). O tratamento de próteses completas tem um efeito muito significativo na qualidade de vida das pessoas idosas, e a qualidade destes tratamentos terá de melhorar no futuro (ver figura 12).

Os fatores envolvidos na determinação da qualidade do tratamento de prótese completa incluem aspectos físicos, biológicos e mecânicos, e uma série de estudos tem investigado a associação destes aspectos com a força de retenção da prótese completa. O equilíbrio adequado destes fatores proporciona uma prótese completa com retenção e estabilidade, melhorando a qualidade de vida dos seus utilizadores. Foram usados vários dispositivos diferentes na avaliação da força de retenção das próteses completas de maxilares. Mesmo quando estes dispositivos são utilizados, o mecanismo biomecânico para a produção da força de retenção nas próteses completas de maxilares não pode ser determinado. A análise em 3D de EF, um método de análise biomecânica, pode providenciar uma solução para este problema. As suas vantagens incluem a capacidade de estimar a resposta dinâmica interna de objetos que são difíceis de medir na análise experimental, a capacidade de isolar dados físicos diversos, tais como stress, deformação e deslocamento após a análise, e a relativa facilidade com que as condições podem ser definidas em comparação com outros métodos de análise biomecânica (41,42).

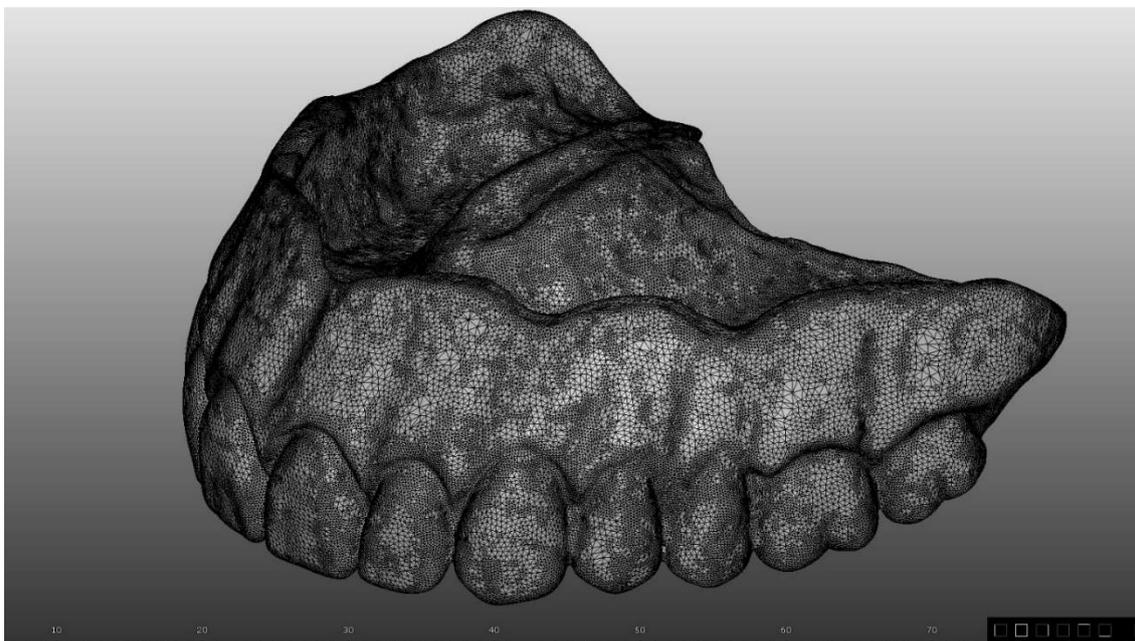


Figura 12 - Elementos finitos de prótese total. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.

Concluindo, a análise tridimensional de elementos finitos pode ser utilizada para medir a força de retenção da dentadura completa maxilar, isto permitirá a medição rigorosa da distribuição de tensão durante a “remoção” da dentadura e ajudará na

conceção de próteses totais acrílicas mais confortáveis com maior força de retenção (41).

Nos últimos anos, foi desenvolvido o tratamento completo da prótese usando desenho assistido por computador e fabrico assistido por computador (CAD-CAM). Em comparação com o método convencional, o CAD-CAM reduz o número de consultas e o custo para o paciente. Porém, a fraca compatibilidade imediatamente após a produção resulta na incapacidade de obter força de retenção suficiente. O adesivo de prótese por vezes melhora a estabilidade da prótese, aumentando a satisfação do paciente. No entanto, o adesivo de prótese é caro e implica a dificuldade de limpeza.

A utilização da AEF em 3D para calcular a forma ótima pode aumentar a força de retenção completa da dentadura e melhorar a satisfação do paciente (42).

A análise de elementos finitos tem sido normalmente utilizada para estimar a carga da mucosa mastigatória sob uma prótese, mas os resultados dependem em grande medida das condições de contacto da simulação da AEF. Na modelação de próteses completas removíveis, existem sérias dificuldades em modelar as condições não lineares de carga e suporte das próteses. A prótese mandibular é exposta a grandes deslocamentos na mucosa durante a transmissão das forças de mastigação, que são tipicamente oblíquas em relação às superfícies oclusais. A transmissão de forças oclusais na mastigação só é possível se a dentadura mandibular for estabilizada pelo contacto com a dentadura maxilar do lado não funcional. A estabilização é obtida através de uma variedade de desenhos de equilíbrio da dentadura seleccionados pelo clínico como adequados à situação intraoral. Qualquer simulação de estabilização da AEF deve envolver o deslizamento e descolamento da dentadura da base da dentadura, porque os problemas de convergência numérica são típicos quando um corpo é limitado apenas pelo contacto deslizante e movido sob forças (41,42).

A eficiência da mastigação depende não só da estabilidade da dentadura, mas também da compressão da mucosa mastigatória por baixo da dentadura.

1.3) Aplicação de AEF em reabilitação sobre implantes.

Segundo a Organização Mundial de Saúde, a cárie e as doenças periodontais são as principais causas da perda de dentes. A nível mundial, entre 15% a 20% da população

entre os 35 e os 44 anos de idade perderam pelo menos um dente, e 30% dos idosos entre os 65 e os 74 anos de idade não têm dentes naturais. A medicina dentária com implantes melhora a vida de pacientes desdentados graças aos recentes progressos nas áreas de protocolos de implantes, desempenho de implantes, e próteses dentárias, bem como a ergonomia do produto. Contudo, os implantes nem sempre se adequa a muitas das situações que surgem, nomeadamente quando existe uma qualidade óssea insuficiente para assegurar o bom desempenho do implante a longo prazo. A fase de conceção do implante, portanto, é fulcral para lidar com situações cada vez mais complexas (ver figura 13) (32).

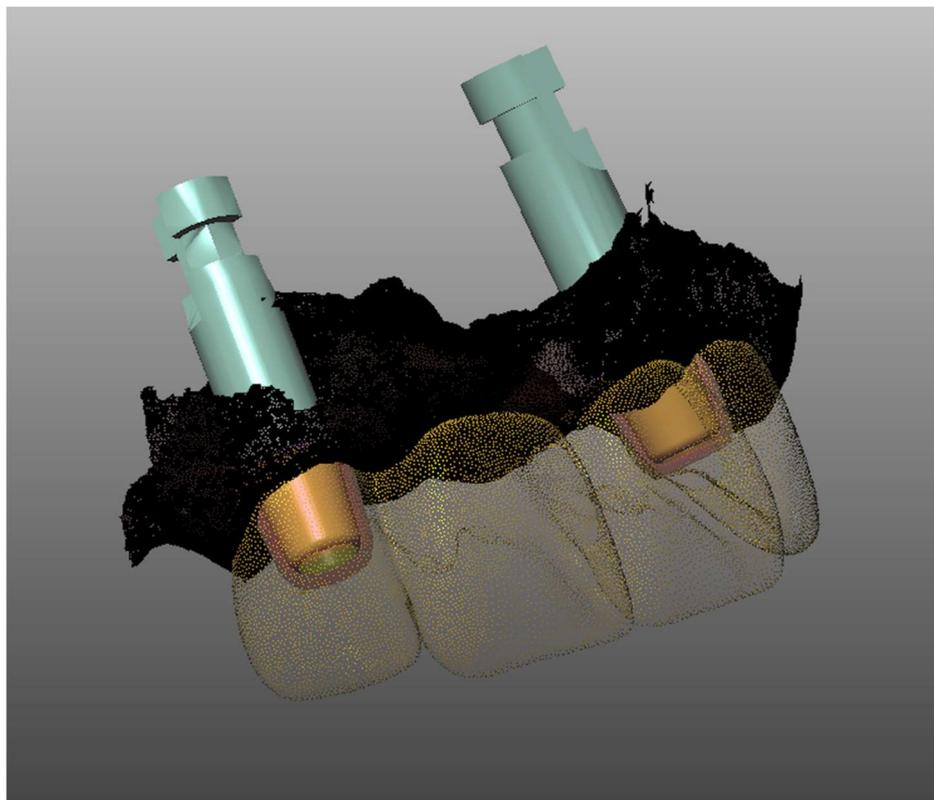


Figura 13 - AEF aplicado a coroas sobre implantes dentários. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.

O prognóstico da resistência mecânica de um implante é fortemente influenciado pelas condições de carga durante a mastigação e também por certos mecanismos fisiológicos como a osteointegração e reabsorção óssea, certas patologias e hábitos do paciente.

A osteointegração é uma adaptação do osso à volta do implante dentário, que foi definida por Brånemark juntamente com outros autores em 1952 (34). Este processo, durante o qual as propriedades ósseas se alteram, manifesta-se em 2 fases: osteointegração primária, que ocorre a curto prazo após a colocação do implante, e osteointegração secundária, que se caracteriza pelo crescimento ósseo em torno do implante. Os fatores que influenciam a osteointegração de um implante dentário incluem tipo de material, superfície do implante, técnica cirúrgica utilizada para a implantação, e qualidade e quantidade óssea. Um processo de reabsorção óssea dá-se paralelamente à osteointegração e caracteriza-se por uma perda de tecido ósseo que resulta na adaptação e evolução das células envolvidas na osteocondução, osteoindução, e características imunogenéticas do paciente.

A abordagem numérica por AEF tem sido utilizada para a conceção de implantes dentários, com estudos até agora centrados na análise da distribuição de tensão no implante e tecidos ósseos em simulações com cargas “quasistáticas” (33).

A AEF possibilita a identificação de parâmetros significativos na resistência mecânica de um desenho de implante, especialmente no que diz respeito à resistência à rutura. No entanto, as observações só devem ser interpretadas qualitativamente. De facto, os níveis máximos de força antes da rutura assinalados dependem de aspetos ligados às escolhas de modelagem: as condições de contorno, em especial as condições de incorporação da base do implante e as condições de carga (ponto de aplicação de esforço, ângulo, amplitude). A escolha do próprio implante, cuja estrutura é específica deste modelo e cuja resposta pode não ser estritamente idêntica a qualquer outro modelo de implante. A geometria e as propriedades mecânicas, que são fixadas no modelo e, portanto, não levam em consideração a variabilidade que se pode esperar de um implante real, tanto do ponto de vista mecânico como geométrico (uma análise de sensibilidade de uma variação arbitrária de propriedades e as principais características geométricas poderiam ajudar a quantificar esta questão (33).

Compreender a transmissão de tensão da coroa do implante aos componentes (ver figura 14), e do implante e ao osso circundante seria útil para os clínicos que devem tomar decisões acerca do diâmetro e da ligação do implante com base em fatores tais como o estado do osso residual, antagonista, e planeamento protético.

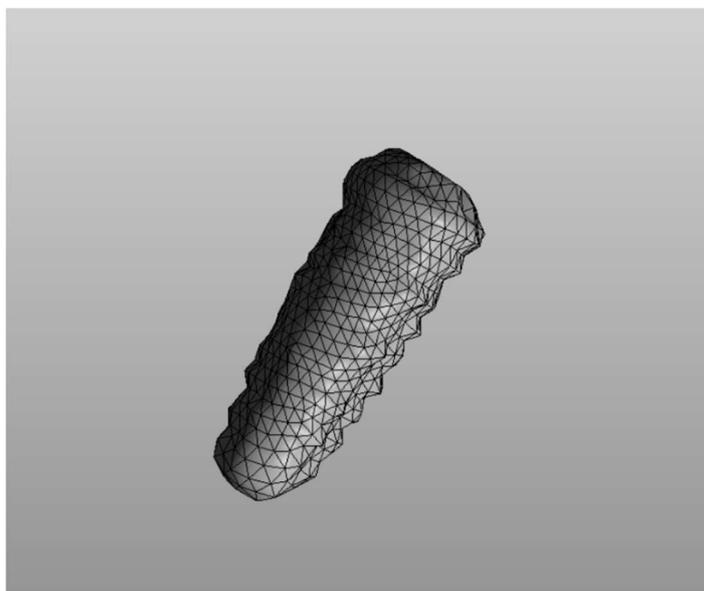


Figura 14 - Elemento finito de implante dentário. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.

Para diminuir a taxa de falha do implante, é clinicamente importante, ao selecionar um implante, levar em consideração vários fatores biomecânicos simultaneamente, incluindo densidade óssea, tipo de ligação, diâmetro, e condição de carga, assim como outros fatores importantes tais como perfil de emergência, condição do tecido mole, posição do implante, e estética. O biótipo do tecido mole do peri-implante é também uma variável relevante (35).

Nos estudos de EF para avaliar a tensão mecânica no osso peri-implantar, as tensões de vários tipos que são utilizadas abrangem a tensão von Mises, a tensão máxima, a tensão principal mínima e a tensão de cisalhamento máxima. A tensão de von Mises é a tensão mais frequente e essencialmente utilizada para avaliar o comportamento de cedência/falha de vários materiais. A tensão principal máxima é apropriada para a observação da tensão de tração e a mínima dá uma ideia acerca da tensão compressiva. A utilização de tensão principal é considerada boa para estudos visto que o osso tem propriedades dúcteis e quebradiças (36).

O êxito da modelagem de EF depende do rigor na simulação da geometria e estrutura superficial do implante, das características materiais do implante e do maxilar, das condições de carga e suporte, bem como da interface biomecânica do maxilar do implante. As suposições feitas durante a modelagem e as limitações do software resultam invariavelmente em inexatidões. A AEF tem sido utilizada para estudar as propriedades

biomecânicas dos implantes, e também para prever o sucesso dos implantes em condições clínicas. A principal dificuldade de simulação de tecido ósseo vivo e a sua resposta às forças mecânicas aplicadas é também solucionada, em certa medida, com o uso de técnicas avançadas de imagem.

A AEF providencia uma ideia aprofundada dos padrões de tensão no implante e, mais importante ainda, do osso peri-implantar. Este conhecimento sobre os padrões de tensão e distribuição conduzirá a uma melhoria nos desenhos e técnicas de colocação de implantes (36).

1.4) AEF em pacientes totalmente edêntulos com implantes osseointegrados.

A gestão protética de um paciente com perda total de dentes foi sempre um grande desafio. As próteses maxilares e mandibulares completas têm sido o padrão de escolha para tais pacientes. Contudo, na maioria das vezes os pacientes queixam-se de não se adaptarem à sua prótese mandibular, devido à falta de conforto, retenção, estabilidade, e incapacidade de mastigar. Inicialmente, os implantes endósseos, na maioria das vezes, quatro a seis implantes em combinação com uma prótese fixa eram o tratamento preferencial. Provaram ser bastante bem-sucedidos. O tratamento de sobredentadura de implantes foi adotado posteriormente, e os resultados clínicos a longo prazo também se mostraram excelentes. A maioria dos pacientes ficou satisfeita com a melhoria na retenção e estabilidade da prótese mandibular, diminuição da dor oral e não pôs objeções às próteses removíveis, nem desejaram próteses fixas completas, devido aos procedimentos de higiene oral mais difíceis (ver figura 15) (43).



Figura 15 - AEF duma sobredentadura de barra-clips. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.

Estabelecendo comparação com as próteses fixas suportadas por implantes, as sobredentaduras retidas por implantes requerem menos implantes, um procedimento cirúrgico menos invasivo e menos dispendioso, e procedimentos laboratoriais simplificados pela utilização de um sistema de retenção pré-fabricado com custos menores, proporcionando deste modo um tratamento mais acessível a um maior número de pacientes desdentados. Também têm a vantagem de permitir uma limpeza mais fácil, uma vez que são removíveis e suportadas por um menor número de implantes (43).

As sobredentaduras suportadas por implantes são geralmente retidas por fixações de esferas, barras de encaixe que ligam os implantes, ou fixações magnéticas (ver figura 18). As forças e tensões que são geradas por estas fixações retentivas são diferentes das observadas com dentes naturais suportados pelo ligamento periodontal. Se as tensões geradas por estes acessórios excederem o limite fisiológico, podem conduzir a vários resultados indesejáveis (44).

Para uma sobredentadura retida por implantes bem-sucedida, um espaço restaurador adequado é um fator decisivo. O espaço restaurador disponível no caso de pacientes desdentados é limitado pelos tecidos de suporte do maxilar desdentado, bochechas, lábios, língua, e o plano oclusal. Outros fatores devem também ser equacionados na definição do espaço restaurativo disponível, tais como a distância interoclusal, a fonética e a estética. Ao considerar qualquer prótese removível com mobilidade e suporte de tecido mole, dois níveis de altura devem ser tidos em conta, o

primeiro é a altura do sistema de fixação à crista do osso, e o segundo é a distância da fixação ao plano oclusal.

Um bom prognóstico exige uma seleção correta do sistema de fixação com base não só nos aspectos de retenção ou de custo, mas também nos fatores biomecânicos, uma vez que são o elo mais frágil entre a prótese e o implante. As ligações mais comumente usadas têm sido as ligações independentes a cada pilar de implante com anéis em O ou a abertura de implantes com fixações de barras/clipes. A sobredentadura com suporte de barra é uma escolha preferencial devido à partilha de carga.

Nas sobredentaduras suportadas por barra, a altura da barra é um dos fatores mais influentes na magnitude da carga transferida para os implantes. A tensão em torno dos sistemas de implantes dentários é analisada utilizando vários métodos, incluindo o estudo foto-elástico, AEF, e extensômetros em superfícies ósseas. A AEF oferece várias vantagens sobre os outros métodos, incluindo a representação precisa de geometrias complexas, modificação fácil do modelo, e a representação da tensão interna e outras grandezas mecânicas (26,42, 43).

A análise tridimensional de elementos finitos tem sido considerada uma abordagem precisa e apropriada para investigar o stress e a distribuição de tensão no osso e proporciona muitas vantagens sobre outros métodos na simulação da complexidade das situações clínicas. Até à data, tem havido pouca investigação comparando o stress ou a tensão no osso peri-implantar utilizando sobredentaduras retidas por diferentes números de implantes (26).

A prótese dentária fixa com implantes de arcada completa (PDFAC) tornou-se numa das opções de tratamento preferencial para pacientes desdentados visto que melhora substancialmente a qualidade de vida dos pacientes e tem uma alta taxa de sobrevivência. Contudo, o sucesso da PDFAC é influenciado não apenas pela experiência e competências dos clínicos, é também determinado pelo plano de tratamento, pelo tipo, número e configuração do implante. A falta de considerações biomecânicas no plano de tratamento com as PDFAC pode comprometer o seu desempenho a longo prazo e até levar a complicações clínicas graves.

A AEF tem demonstrado vantagens convincentes na análise biomecânica quando a anatomia dentária sofisticada, bem como as múltiplas opções de tratamento, estão envolvidas (46).

A PDFAC pode ser cimentada ou aparafusada a uma supraestrutura, geralmente um pilar que liga a prótese aos implantes. As próteses aparafusadas tornaram-se populares pois facilitam a manutenção e a intervenção em caso de complicação. Apesar das vantagens das PDFAC aparafusadas, o comportamento biomecânico de tais opções não tem sido estudado de forma exaustiva, nomeadamente quando comparado com o das próteses fixas cimentadas.

Existem basicamente três tipos de opções protéticas quando procuramos fornecer soluções para este género de casos utilizando a implantologia. Estas incluem a reabilitação apoiada por implantes e reabilitada por implantes, e dentro deste grupo encontramos: a) Próteses híbridas, b) Próteses monolíticas, e c) Próteses combinadas.

Próteses híbridas: Este tipo de prótese deve o seu nome à utilização de vários tipos de materiais no seu fabrico. Os mais vulgares na prática moderna são os acrílicos metálicos, estes têm uma barra interna (geralmente feita de cromo-cobalto, e titânio). Externamente são constituídos por uma base gengival de acrílico, e compostos por dentes que podem ser acrílicos ou resinosos. Este desenho continua a ser uma escolha preferencial devido à sua longa história de bom desempenho clínico, baixo custo de fabrico, facilidade de reparação e nível de conforto clínico proporcionado por este material (ver figuras 16,17).



Figura 16 - Prótese híbrida metal acrílica.



Figura 17 - AEF de estrutura de prótese híbrida. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.

Próteses monolíticas: Estes são assim chamados porque a sua composição estrutural é feita a partir de um único material. Em princípio, o material mais usado neste tipo de prótese é o zircónio. Este material, juntamente com todos os novos progressos tecnológicos, tem propriedades mecânicas e estéticas muito semelhantes às das estruturas dentárias, bem como uma biocompatibilidade muito favorável (ver figuras 18,19).



Figura 18 - Prótese total superior em Zr-monolítica.

Próteses combinadas: Este tipo de prótese combina diferentes técnicas laboratoriais para o seu fabrico. Entre elas podemos encontrar próteses monolíticas, que são praticamente fabricadas por CAD-CAM, e são posteriormente complementadas com materiais cerâmicos ou resinosos. Um exemplo muito claro é o das próteses totais de zircônio, onde a porção vestibular dos dentes é complementada com cerâmica, a fim de melhorar o índice de refração da prótese e alcançar melhores resultados estéticos.



Figura 19 - Prótese total combinada (Zr-cerâmica feldspática).

Os métodos de elementos finitos são extremamente versáteis e eficientes e podem permitir aos designers obter informações sobre o comportamento de estruturas completas

com cargas quase arbitrárias. Apesar dos avanços significativos que foram feitos no desenvolvimento de pacotes de elementos finitos, os resultados obtidos devem ser cuidadosamente examinados antes de poderem ser usados. Não podemos ignorar, que os modelos que usamos para determinar o comportamento biomecânico de um elemento, sempre são lineares, isto não permite transportar os resultados a cada caso específico (existem muitas variáveis a considerar), mas proporciona um ponto de partida objetivo na hora de planejar uma prótese (ver figuras 20,21).

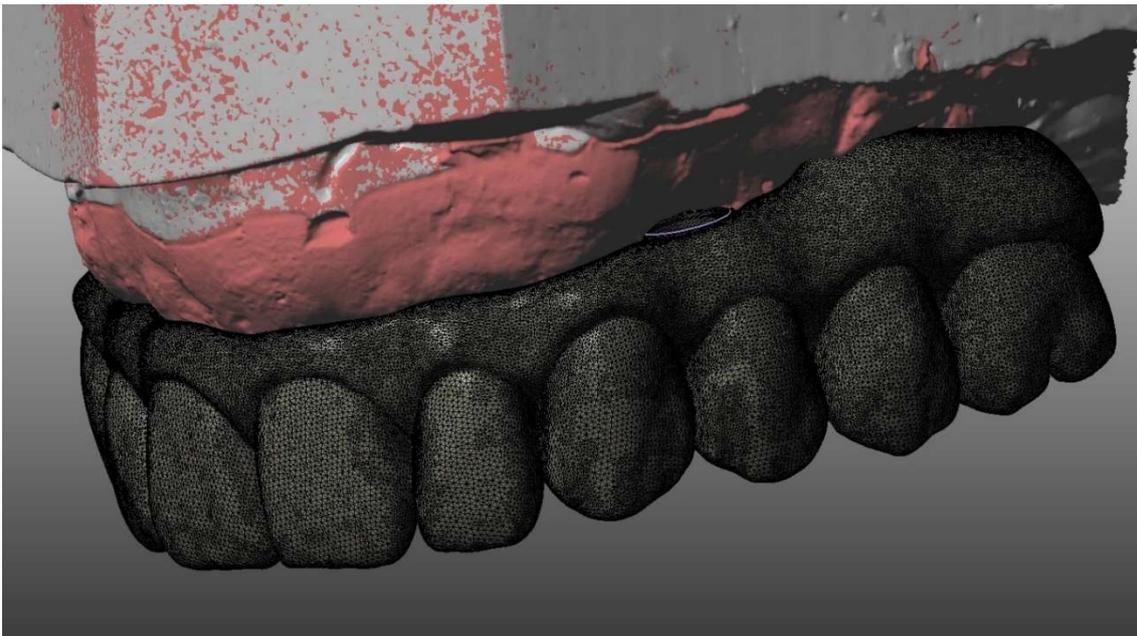


Figura 20 - AEF de prótese total superior em Zr-monolítica. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.

A limitação mais significativa da AEF é que a precisão da solução obtida é geralmente uma função da resolução da malha. Quaisquer regiões de tensão altamente concentrada, como é o caso em torno de pontos de carga e suportes, devem ser cuidadosamente analisadas com a utilização de uma malha suficientemente refinada. Além disso, existem alguns problemas que são intrinsecamente singulares (as tensões são teoricamente finitas) (46).

Uma preocupação adicional para qualquer utilizador é que, porque os pacotes atuais conseguem resolver tantos problemas sofisticados, existe uma forte tentação de solucionar problemas sem fazer o trabalho árduo de ponderar atentamente e compreender com rigor a mecânica subjacente e as aplicações físicas. A AEF na área do estudo mecânico é uma ferramenta poderosa que se tem tornado cada vez mais indispensável à

concepção e análise mecânica. Porém, também pode levar os utilizadores a cometer grandes erros. A obtenção de soluções com AEF requer frequentemente quantidades substanciais de tempo, quer de computador quer de utilizador. No entanto, os pacotes de elementos finitos tornaram-se cada vez mais indispensáveis à concepção e análise mecânica relativamente a todos os elementos que compõem as próteses que se pretendem analisar.

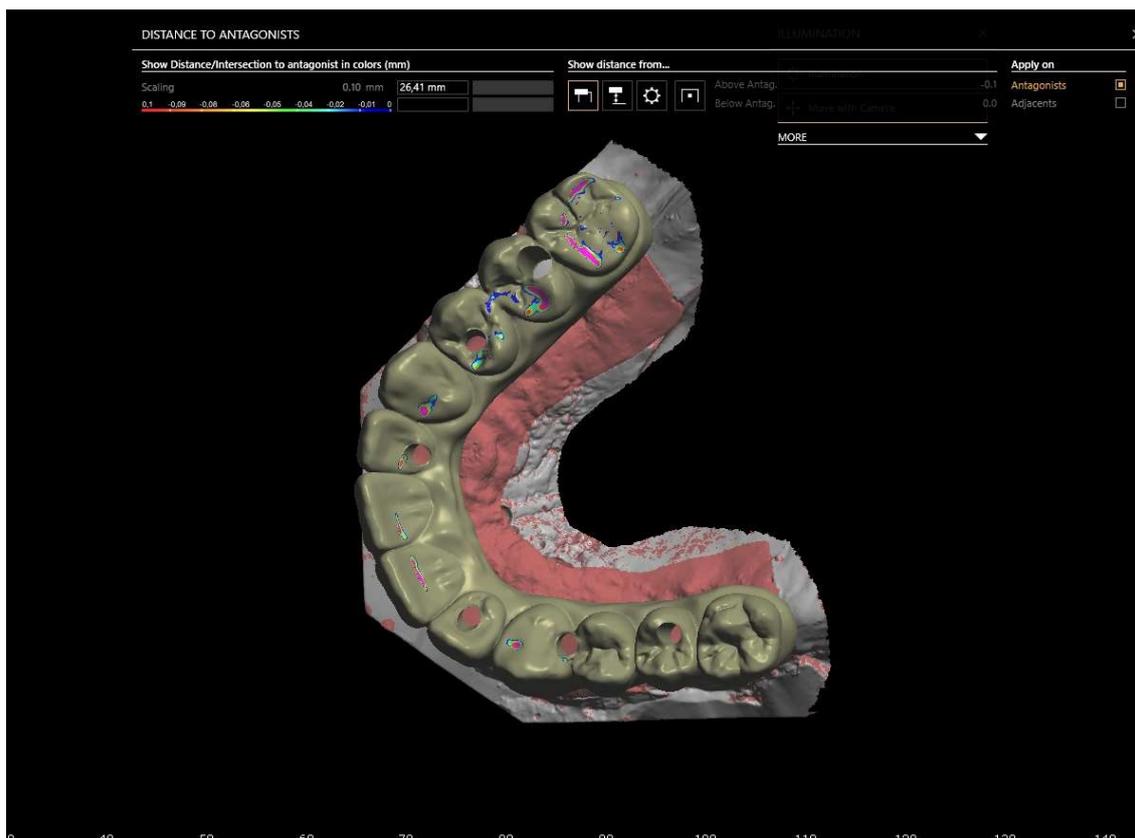


Figura 21 - AEF de próteses totais aparafusadas. Análise oclusal de tensões. Software de modelação ZIRKONZHAN.MODELLIER.

V. CONCLUSÃO

Do ponto de vista biológico, tem sido complicado ao longo dos anos, descobrir o comportamento exato dos materiais dentários utilizados em prostodontia. Isto, porque é extremamente difícil obter conclusões rigorosas e objetivas no sistema estomatognático, devido às inúmeras variáveis a levar em linha de conta.

Os métodos de análise de elementos finitos facultam uma abordagem sistemática tendo em consideração a variabilidade e incerteza na reabilitação enquanto, de igual modo, se faz a previsão do efeito e da tendência/tempo de vida de todos os tipos de próteses. Estas análises podem ser consideradas uma evolução na melhoria dos métodos de tipo numérico, com vista a melhorar o tipo de desenho da prótese e a previsão da sua vida útil. Porém, existem ainda algumas limitações a serem superadas no apuramento da fiabilidade dos diversos tipos de prótese.

Com esta tese, pretende-se revelar alternativas à avaliação dos problemas que ocorrem no dia-a-dia da medicina dentária e, desta forma, oferecer a cada clínico uma forma de avaliar com maior rigor e eficiência a previsibilidade dos seus casos, visando melhorar a saúde oral e bem-estar de cada um dos respetivos pacientes.

VI. BIBLIOGRAFIA

1. Vandana KL, Kartik M. Finite element analysis: Perio - Endo concept. *Endodontology*.2004;16:38-41.
2. Desai Shrikar R, Shinde Harshada H, Finite Element Analysis: Basics And Its Applications In Dentistry. *Indian Journal of Dental Sciences*. March 2012; 1(4).
3. Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomech* 1973; 6, 443-9.
4. Farah JW, Craig RG. Finite element stressanalysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res*. 1974 Jul-Aug;53(4):859-66.
5. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT da ta. *Dent Mater*. 2007 May;23(5):539-48.
6. Jaroslav M. Finite element modeling and simulations in dentistry: a bibliography 1990 – 2003. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2004; 7(5): 277 – 303.
7. ASH, N. Anatomía dental, fisiología y oclusión de Wheeler. Décima edição. ELSEVIER. 2015.
8. Robert G, William J, John M. *Dental Materials. Properties and manipulation*, quarta (4) edição. St Louis, CV Mosby. 1987.
9. Okeson J. *Oclusión y afecciones temporomandibulares*. Terceira (3) edição. Mosby / Doyma. 1995.
10. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res*. 1983; Feb;62(2):82-6.
11. Angelo A, Jon P. *Biomechanics in clinical dentistry*. Primeira edição. London, Quintessence. 1987.

12. Kenneth J. Phillips' Science of Dental Materials. Décima primeira edição. Anusavice. 2003.
13. Chopade, et al. Finite Element Analysis: New Dimension in Prosthodontic Research. Journal of Dental and Allied Sciences. Jul-Dec 2014;3(2).
14. Nitin G, Sanjay D, Sanjeev B, Anand T. Practical finite element analysis. Primeira edição. Finite to infinite. 2008.
15. José M. Introducción a los sistemas de instrumentación. Monografía. Santander. Dpto. de Electrónica y Computadores. 2005
16. Adel S, Kenneth C. Quarta edição. Microeletrônica. 1982.
17. Hickel R, Roulet J, Bayne S, Heintze S, Mjor I, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98 – FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. Journal of Adhesive Dentistry 2007; 9:121–47.
18. Leandro B. Elasticidade. Primeira (1) edição. 1978-1980.
19. Instron industry [homepage]. History and technology innovations-Instron [acesso Março 2021]. Disponível em: <https://www.instron.us/en-us/our-company/about-us/our-history>.
20. Zhang et al. Probabilistic fatigue analysis of all-ceramic crowns based on the finite element method. Journal of Biomechanics 2010; 43:2321–2326.
21. Wang et al. Simplified method to identify full von Mises stress-strain curve of structural metals . Journal of Constructional Steel Research 181 (2021).
22. Sirekha A, Kusum Bashetty. Infinite to finite: An overview of finite element analysis. Indian J Dent Res, 2010;21(3).

23. Craig R, Powers J. Restorative dental materials. Décima primeira edição. St. Louis, Missouri: Mosby, Inc; 2002.
24. S. Benazzi et al. Using occlusal wear information and finite element analysis to investigate stress distributions in human molars. *J. Anat.* (2011) 219, 259–272.
25. Mohamed I, Salah A, Tarek A, Mahmoud M, Wael S,. A finite element study on stress distribution of two different attachment designs under implant supported overdenture. *Sau. Dental J* 2015 (27), 201–207.
26. Thompson M, Thompson K, Swain M. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. part 2. fixed partial denture design: a finite element analysis. *Aust. Dent. J.* 2011; 56, 302–311.
27. Bankole.I. Oladapo, S. Abolfazl Zahedi, F. Vahidnia, O.M. Ikumapayi, Muhammad U. Farooq. Beni-Suef.Three-dimensional finite element analysis of a porcelain crowned tooth. *University Journal of Basic and Applied Sciences* 7 (2018) 461–464.
28. Waldecker M, Rues S, Rammelsberg P, Bömicke W. Validation of in-vitro tests of zirconia-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: A finite element analysis. *Dental materials.* 2019; 35;53-62.
29. Lei Z, Zhongyi W, Jianjun C, Wei Z, Shaofeng Z. Probabilistic fatigue analysis of all-ceramic crowns based on the finite element method. *Journal of Biomechanics.* 2010; 43;2321–2326.
30. Yusuf A, MehmetZor M, Ali G, Ender A, Sami A. Elastic-plastic finite elements analysis of transient and residual stresses in ceramo-metal restorations. *Journal of Biomechanics.* 2009; 42;2104–2110.
31. De la Rosa Castolo et al. Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions: A numerical approach by finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* April 2018;119(4): 612.

32. World Health Organization. Oral health. 2012. Fact sheet no 318. Disponível em: www.who.int/mediacentre/factsheets/fs318/en/index.htm.
33. Kim T. A tribute to Dr. Per-Ingvar Branemark. *J Periodontal Implant Sci* 2014; 44:265.
34. Hyeonjong L, Minhye J, Irena Sa, Gunwoo N. Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions: A numerical approach by finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;114(5):646.
35. Shilpa T. Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial*. 2014;4:200-203.
36. Carr A, McGivney G, Brown D. McCracken's removable partial prosthodontics. Décima primeira edição. St. Louis: Elsevier; 2004. p. 1-34, 79-118.
37. Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Asahara S, Akagawa Y. Finite element analysis on preferable I-bar clasp shape. *J Oral Rehabil* 2001; 28:413-7.
38. Liliana S, Nicolae F, Cristina B. Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential clasps. *J Prosthet Dent*. 2007 Jan;97(1):39-44.
39. Sato Y, Hamada S, Akagawa Y, Tsuga K. A method for quantifying overall satisfaction of complete denture patients. *J Oral Rehabil* 2000;27: 952-7.
40. Jaroslaw Z, Grzegorz C, Piotr M. Use of finite element analysis for the assessment of biomechanical factors related to pain sensation beneath complete dentures during mastication. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017 April;117(4):526.
41. Wimmer T, Gallus K, Eichberger M, Stawarczyk B. Complete denture fabrication supported by CAD/CAM. *J Prosthet Dent* 2016; 115:541-6.
42. Shikha J, Sandeep K, Shashikala J, Rajnish A, Sunita C, Nandalur K. 3D Finite Element Analysis to Assess the Stress Distribution Pattern in Mandibular Implant-supported Overdenture with Different Bar Heights. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2019 Jul;20(7).

43. Jingyin L, Shaoxia P, Jing D, Zhongjun M, Yubo F, Hailan F. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of dentistry*.2013; 41:241–249.
44. Rahul K, Bhaskar K, Vamsi K, Ali M, Jayanta K, Sandipan R. Stress distribution of overdenture using odd number implants – A Finite Element Study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2019; 41:369–382.
45. Jingxiao Z, Massimiliano G, Junning C, Zhongpu Z, Guangyong S, Xintao H, et al. Effect of different implant configurations on biomechanical behavior of full-arch implant-supported mandibular monolithic zirconia fixed prostheses. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*.2020; 41:103-490.