

Mestrado Integrado em Medicina Dentária
Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra



***Análise do desgaste de restaurações: contributo para uma
metodologia experimental***

Ana Inês Gomes Figueiredo

Orientador: Prof. Doutor João Carlos Ramos

Coorientadora: Doutora Alexandra Vinagre

Coimbra, Julho 2015

Análise do desgaste de restaurações: contributo para uma metodologia experimental

Inês Figueiredo*, Alexandra Vinagre**, João Carlos Ramos***

* Estudante do quinto ano do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra.

** Assistente convidada do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, na Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

*** Professor auxiliar do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra.

Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Departamento de Medicina Dentária dos Hospitais da Universidade de Coimbra.

Av. Bissaya Barreto, Blocos de Celas

Tel.: +351 239484183

Fax: +351 239402910

3000-075 Coimbra

Portugal

E-mail do autor: a.ines.92@hotmail.com

*“A verdadeira viagem de descobrimento
não consiste em procurar novas
paisagens, e sim em ter novos olhos.”*

Marcel Proust

RESUMO

Objectivo: Desenvolver uma metodologia experimental a aplicar a ensaios clínicos na área da Dentisteria Operatória.

Materiais e Métodos: Foram utilizadas 10 pares de impressões efectuadas imediatamente após a execução de restaurações em resina composta (Tempo 0) e no controlo clínico de um ano (Tempo 1). As 20 impressões foram digitalizadas pelo dispositivo inEos X5[®] (Sirona Dental Systems, New York, USA). As imagens adquiridas referentes ao Tempo 0 e Tempo 1 foram sobrepostas através de um modelo digital de co-registos desenvolvido com programa C⁺⁺Visualization ToolKit (Kitware Inc., New York, USA). Os co-registos foram inseridos no *software* desenvolvido no MATLAB[®] (MathWorks[®], Madrid, Spain), definindo cinco perfis diferentes onde foi calculada a área de desgaste através da diferença entre a área dos perfis iniciais e dos controlos a um ano.

Resultados: A obtenção de co-registo só foi possível para sete pares de impressões. Dos sete co-registos obtidos, apenas dois não apresentaram erro de sobreposição. Em três co-registos os dois perfis eram praticamente coincidentes, apesar da diferença entre áreas apresentar valores excessivos em relação à perda esperada.

Conclusão: Perante as condições definidas e testadas no presente estudo, os resultados revelaram que este método carece ainda de várias correções técnicas, que foram entretanto identificadas por forma a otimizar a sua exequibilidade como metodologia válida.

Palavras-chave: Dentisteria Operatória, Ensaio Clínicos, Restaurações Dentárias, Imagens 3D, Desgaste.

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO	1
2. MATERIAIS E MÉTODOS	5
3. RESULTADOS.....	7
4. DISCUSSÃO	10
5. CONCLUSÃO.....	14
6. AGRADECIMENTOS.....	15
7. BIBLIOGRAFIA.....	16

1. INTRODUÇÃO

Atualmente as restaurações diretas em resina composta são a opção de tratamento mais utilizada em dentes posteriores pela maioria dos profissionais. Com o aumento da sua utilização é importante alertar os médicos dentistas para os problemas de longevidade e prováveis causas de insucesso neste tipo de restaurações¹.

As restaurações em compósito de dentes posteriores têm mostrado níveis de sucesso variáveis^{2, 3}, sendo os principais problemas a pigmentação, a perda de adaptação marginal, fraturas da restauração ou do dente e o surgimento de lesões de cárie secundária⁴. A substituição de restaurações deterioradas parece ser o tratamento mais comum na prática clínica, sendo responsável por 60% de todo o trabalho realizado no consultório^{5, 6}. A reparação ou substituição de restaurações conduz, invariavelmente, a um ciclo repetitivo^{7, 8} que conduz à perda progressiva de estrutura dentária⁹.

A obtenção de margens das restaurações de alta qualidade é determinada por uma transição contínua entre a estrutura dentária e o material restaurador, essencial para aumentar a longevidade da mesma. Esta qualidade depende da ação interdependente de um grupo de variáveis clínicas relacionadas entre si, como as propriedades e tipo de materiais usados, mas também com o tamanho e tipo de cavidade, substrato presente nas margens da cavidade, técnica do operador, protocolo de polimerização, entre outros¹⁰.

Clinicamente, os sistemas adesivos são aplicados em cavidades sujeitas a tensões de contração de polimerização decorrentes da polimerização das resinas compostas. Estas tensões de contração podem atingir uma magnitude muito elevada, colocando a interface adesiva sobre stress. De facto, a contração de polimerização é um fenómeno de grande relevância clínica, responsável pela limitação do uso de resinas compostas em restaurações diretas, uma vez que é capaz de induzir deformações na estrutura dentária, produzir microfaturas no esmalte e romper a integridade interfacial¹¹⁻¹⁴. Também a magnitude das tensões de contração depende de uma interação complexa de factores, como a dimensão da cavidade, tipo de resina composta, contração volumétrica, grau de conversão, desenvolvimento do módulo de elasticidade, entre outros¹⁵.

Ao longo do tempo, a deterioração marginal pode tornar-se visível com o aparecimento de fendas e pigmentação interfacial^{12, 16}. Clinicamente, outros factores físicos como a fadiga térmica e a fadiga mecânica, resultante das forças de

mastigação e da flexão do dente restaurado quando sujeito a forças oclusais que podem afectar igualmente a integridade de uma restauração¹⁷⁻²⁰. Por outro lado, também factores químicos acídicos presentes na saliva, no fluído dentinário, alimentos, bebidas e produtos bacterianos podem causar a degradação das fibras de colagénio^{18, 21-24}, dos componentes da resina^{18, 21, 25, 26} e a eluição de monómeros da resina²⁷⁻²⁹. Um sinal precoce de insucesso de uma restauração é a presença de deterioração marginal como fracturas, fendas e/ou pigmentação marginal da restauração³⁰. De facto, a integridade marginal é uma das principais características negativas presentes nos estádios iniciais de avaliação em estudos clínicos de dentes posteriores^{30, 31}.

Além da integridade marginal, as variações dos padrões de micro-desgaste nas superfícies oclusais ao longo do tempo refletem o efeito biomecânico da mastigação sobre restaurações em resina composta³². O desgaste excessivo tem implicações funcionais, estéticas e também na biocompatibilidade do próprio material³³ e pode, portanto, diminuir a longevidade da restauração³⁴. Por este motivo torna-se importante avaliar o desgaste clínico de uma restauração.

Vários métodos têm sido utilizados para avaliar o desgaste dentário, sejam eles qualitativos ou quantitativos. Dentro dos métodos qualitativos, encontra-se a avaliação de desgaste proposto pela USPHS (*United States Public Health Service*) e a microscopia electrónica de varrimento (MEV). A informação qualitativa fornecida por fotografias das áreas de contacto oclusal da restauração e dos tecidos duros registado com papel de oclusão fino ou por documentação das facetas de desgaste a partir de modelos permite a avaliação qualitativa de desgaste, através da comparação de fotografias do momento inicial com a situação clínica em cada controlo da restauração³⁵. O USPHS avalia o desgaste marginal em três níveis distintos alpha-bravo-charlie. Este método descreve apenas as alterações grosseiras de altura na região marginal e classifica essas alterações qualitativamente^{34, 36}. A microscopia electrónica de varrimento permite analisar as características micromorfológicas de superfície e os padrões qualitativos de desgaste da restauração. Esta técnica pode ser utilizada como apoio a observações clínicas da superfície oclusal³⁷. A análise é feita através de um microscópio com elevado nível de ampliação, utilizando réplicas em resina epóxica revestidas a ouro³². As desvantagens desta técnica residem no longo processo de observação de uma superfície inteira do dente e nas dificuldades em comparar o desgaste da mesma superfície ao longo do tempo³⁴.

Para além dos métodos de análise de desgaste qualitativos, existem também outros métodos quantitativos, *in vitro*, entre eles um sistema proposto por Hickel *et al.*,

o sistema de Leinfelder, perfilometria de contacto e sem contacto e os sistemas CAD/CAM de um modo indireto. Hickel *et al.* em 2007 analisa o desgaste de uma restauração comparando com a perda de estrutura verificado ao nível do esmalte. A diferença entre a perda de material da restauração e do esmalte é medida por digitalização 3D de toda a superfície oclusal do dente. Esta classificação está dividida em 5 *scores*, cada um com intervalos de percentagem de desgaste do material da restauração e do esmalte oponente, tendo como referência o desgaste do esmalte do dente³⁵. O sistema Leinfelder é um método quantitativo, descrito como um sistema generalizado que tem em conta toda a periferia da restauração. Utiliza uma série de moldes padrão calibrados que demonstram a presença de desgaste em intervalos de aproximadamente 100 micrómetros. As réplicas são comparadas com os padrões calibrados utilizando uma lâmpada incandescente e uma lente de ampliação³⁸.

A aplicação da tecnologia 3D em ambiente clínico e laboratorial é uma das principais vantagens da digitalização 3D. As imagens tridimensionais podem ser adquiridas usando vários métodos, como perfilometria de contacto, perfilometria sem contacto de luz branca ou por laser³⁹. A perfilometria permite a digitalização de toda a superfície oclusal do dente, capaz de comparar dois conjuntos de dados e quantificar o desgaste localizado, o desgaste em profundidade e a profundidade média de desgaste em restaurações de compósito^{32, 33, 37, 40, 41}. Os perfilómetros digitais são equipamentos que fornecem as características topográficas das superfícies. Existem dois tipos de sistemas de leitura, por contacto ou sem contacto. Os *scanners* de contacto têm uma resolução dependente do tamanho da ponta utilizada para definir o perfil. Os *scanners* sem contacto podem ser divididos em *scanners* de ponto, linha, área e volume. Utilizam uma fonte de luz, em substituição da ponta utilizada nos *scanners* de contacto. Estes têm como principal vantagem não entrarem em contacto com a superfície evitando assim a possibilidade de danificar a mesma, rápido mapeamento e independência do ângulo e dimensão da ponta utilizada nos perfilómetros de contacto³⁹. Os sistemas de leitura a laser, sem contacto, utilizam um laser de linha reta que se move ao longo da superfície e utilizam a geometria de triangulação para calcular os pontos da superfície. Os *scanners* de área são semelhantes aos *scanners* de linha, apesar de projetarem um padrão sobre a superfície de triangulação, padrão de franjas moiré, interferometria, fases inconstantes ou a combinação destes para calcular a superfície de pontos. A principal vantagem dos *scanners* de linha e de área é a sua rapidez em comparação com os *scanners* de pontos³⁹.

Os *scanners* 3D podem combinar os benefícios dos sensores mecânicos e ópticos necessitando de um curto período de tempo para realizar medições. Esta

técnica pode ser utilizada de uma forma indireta usando impressões ou réplicas em resina epóxica de uma restauração com vista a obter a digitalização da mesma ou de uma forma direta efetuando a leitura 3D diretamente em boca. A leitura de CAD/CAM direta em boca é preferível aos métodos indiretos devido ao seu potencial de precisão e à simplificação de número de passos³⁹.

O objectivo deste estudo piloto foi contribuir para o desenvolvimento de uma metodologia experimental a aplicar a ensaios clínicos na área da Dentisteria Operatória.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O presente projeto piloto visou desenvolver um programa que permitisse efetuar sobreposição de imagens de dentes restaurados e quantificar as alterações existentes quando avaliadas duas aquisições mediadas por um intervalo de tempo de um ano. Foram utilizadas impressões em silicone de adição de baixa viscosidade (Aquasil Ultra XLV, DentsplyDetry, KonstanzGermany) obtidas imediatamente após a execução de restaurações em resina composta em cavidades oclusais de dentes posteriores (Tempo 0; T0) e no controlo clínico de um ano (Tempo 1; T1).

Os dez pares de impressões dos dentes restaurados foram digitalizados por um dispositivo de digitalização 3D inEos X5[®] (Sirona Dental Systems, New York, USA) (Figura 1). O inEos X5[®] (Sirona Dental Systems, New York, USA) apresenta uma precisão menor que 12 micrómetros e uma boa profundidade de campo. É um método de digitalização com projeção de luz azul e pode ser utilizado em todo o tipo de material dentário, exceto material não absorvente, refletor e transparente. Através da sua tecnologia inovadora com cinco eixos de rotação, o scanner inEos X5[®] (Sirona Dental Systems, New York, USA) capta automaticamente todas as imagens sem a necessidade do controlo do utilizador, permitindo eliminar o erro do utilizador, padronizar e acelerar o processo de criação de imagens. Todas as impressões foram pulverizadas com Pico scan spray[®] (Picodent, Wipperfurth, Alemanha) de modo a prevenir a reflexão durante o processo de digitalização.



Figura 1: Scanner inEos X5[®] (Sirona Dental Systems, New York, USA).

O processo de digitalização foi feito através do *software* do próprio sistema. Os dados da amostra foram guardados em ficheiros STL (*STereo Lithography*) e transferidos para o *software* de visualização de imagens 3D STLviewer[®] (Moduleworks GmbH, Henriastrasse, Germany). Devido a razões técnicas, as posições das duas imagens 3D do mesmo dente não são coincidentes. Por este motivo tornou-se essencial criar um co-registo das duas imagens, no momento inicial e após um ano de desempenho clínico. A sobreposição das duas imagens (T0 e T1) na mesma posição foi conseguida através da manipulação de rotação e translação, que nos possibilitou a aquisição de um co-registo através do programa C⁺⁺ VTK (Visualization ToolKit) (Kitware Inc., New York, USA). O co-registo foi feito usando o método “*iterative closest*

point[®] com uma transformação rígida. A estimativa inicial do co-registo foi determinada a partir dos centróides das duas nuvens de pontos.

Foi utilizado o programa MATLAB[®] (MATrix LABoratory) (MathWorks[®], Madrid, Spain), para criar um *software* capaz de avaliar e quantificar a área diferencial entre os dois perfis de uma restauração (em T0 e T1) (Figura 2).

Foram definidas cinco localizações diferentes de perfis XY para cada restauração: fosseta mesial, cúspides mesiais, fossa central, cúspides distais e fosseta distal. Estes perfis foram obtidos por variação de angulações no eixo x, y e z. A angulação perfeita estava dependente da sobreposição dos limites dos dentes, vestibulares e linguais/palatinos. Após definir o perfil desejado, foi estabelecido um intervalo de coordenadas no eixo dos x, para o qual se queria calcular a diferença de áreas entre os dois perfis. Os limites do intervalo correspondiam à localização das cúspides do dente. O valor da diferença entre as áreas dos dois perfis é conseguido pela multiplicação dos valores de área gerado no *software* por 0.005 (valor da escala).

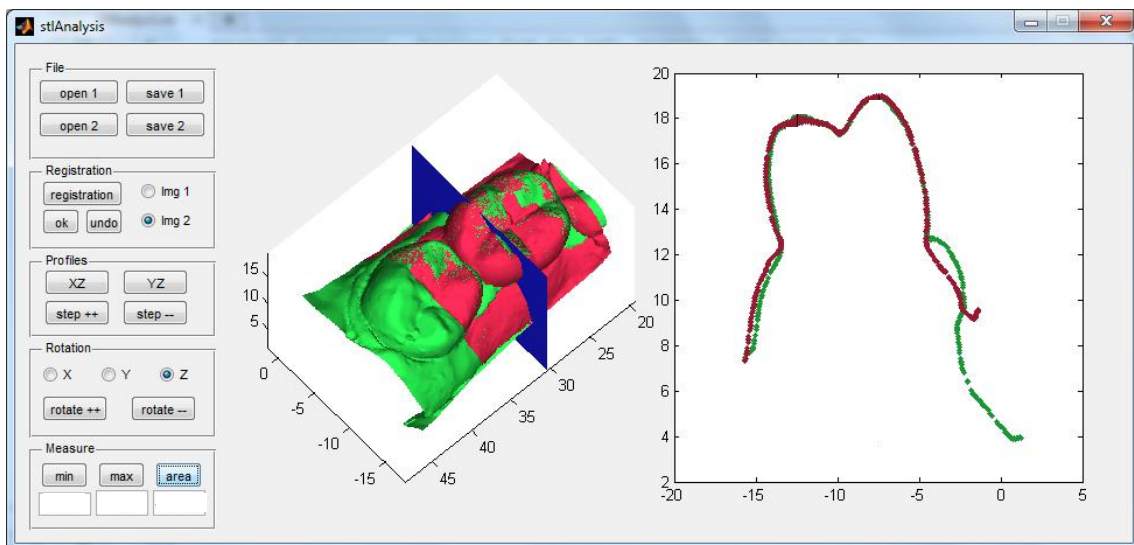


Figura 2: Software MATLAB[®], com a sobreposição das imagens no T0 e T1.

3. RESULTADOS

Durante a realização do estudo digitalizaram-se dez pares de impressões com o sistema inEos X5[®] (Sirona Dental Systems, New York, USA). Todas as imagens foram guardadas em ficheiro STL. A possibilidade de criar um co-registo de cada par de imagens (T0 e T1) apenas foi conseguida para sete amostras. Este erro na criação do co-registo deve-se ao facto da área de leitura da impressão inicial ser muito diferente da área de leitura da impressão após um ano (Figura 3).

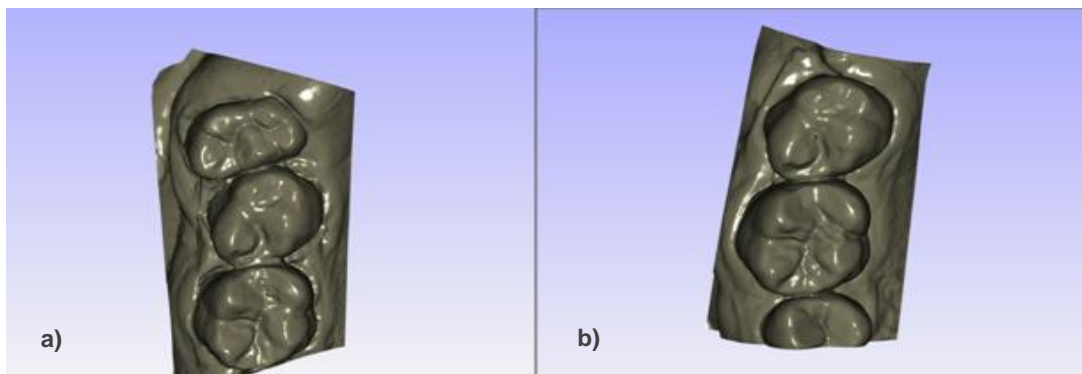


Figura 3: Imagens da leitura CAD/CAM não coincidentes adquiridas a partir das impressões de silicone: a) T0; b) T1.

Dos co-registos obtidos, apenas duas das amostras não apresentavam erros de sobreposição de imagens. Como é possível verificar no exemplo da figura 4, os dois perfis das restaurações ao tempo 0 e ao tempo 1 não são coincidentes, existindo uma discrepância relevante entre eles.

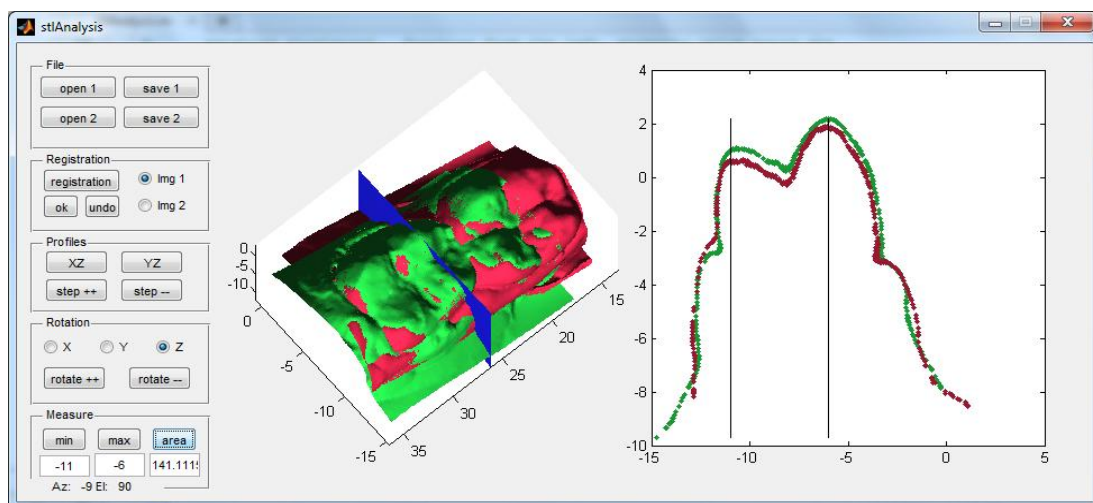


Figura 4: Sobreposição dos dois perfis, com erro no co-registo. Linha verde (—): T0; Linha vermelha (—): T1.

Outro dos resultados errados obtidos no co-registo das imagens foi o posicionamento do perfil no T1 acima do perfil do T0 (Fig.5).

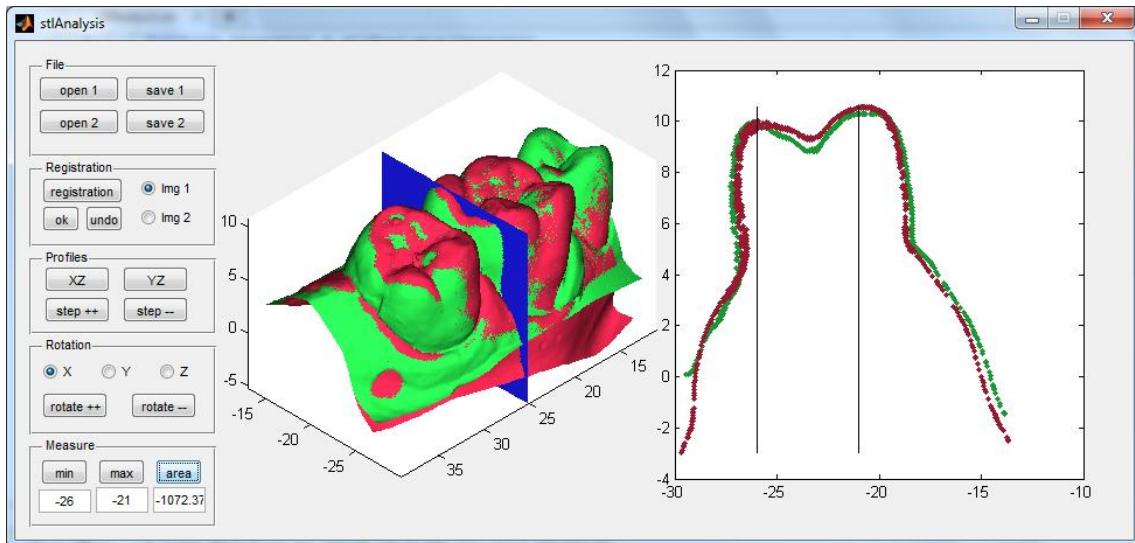


Figura 5: Sobreposição dos dois perfis com erro. Linha verde (—): T0; Linha vermelha (—): T1.

Apenas em três amostras do estudo, os dois perfis foram praticamente coincidentes. No entanto, os resultados das diferenças entre áreas evidenciaram valores excessivos relativamente à perda esperada, tal como se pode verificar na figura 6, onde a diferença entre áreas do perfil do T0 e do perfil do T1 é de 2.62 mm^2 (525.939×0.005).

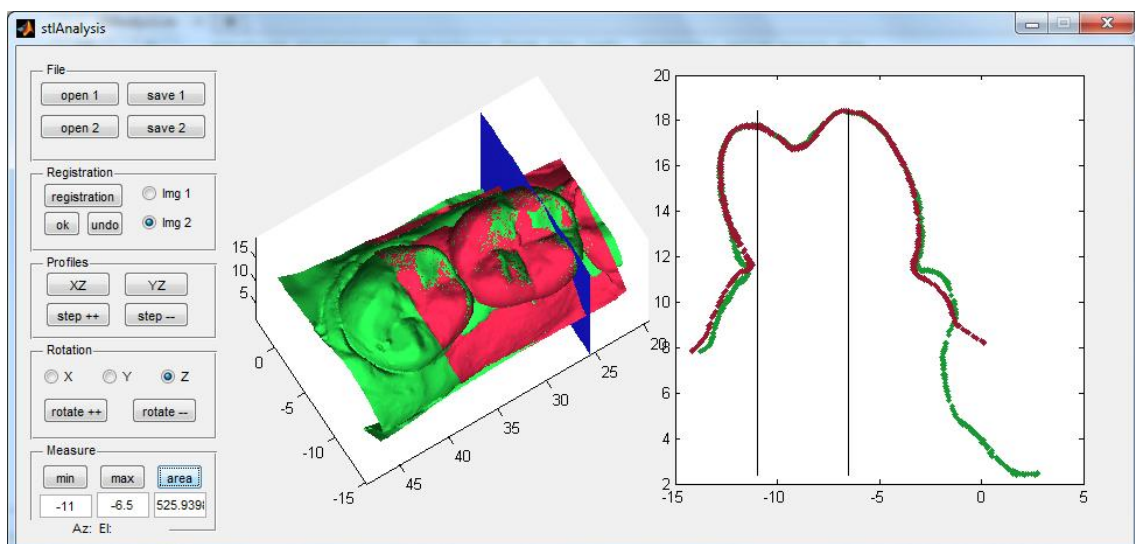


Figura 6: Sobreposição dos dois perfis praticamente coincidentes. Linha verde (—): T0; Linha vermelha (—): T1.

Através do programa desenvolvido, foi possível determinar a diferença entre áreas em mm² para todas as amostras com co-registo (Tabela I). Obtiveram-se valores negativos de área quando o perfil de T1 se encontrava acima do perfil de T0; e os valores de área positivos surgiram quando o perfil de T0 se posicionava acima de T1. No entanto, fica patente a obtenção de resultados improváveis ou mesmo incompatíveis com o esperado, que se podem atribuir a diversos erros potenciais.

Tabela I: Perda estrutural em mm² das sete amostras, nos cinco perfis (XY) definidos.

Perfil XY	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3	Amostra 4	Amostra 5	Amostra 6	Amostra 7
Fosseta mesial	0,872495	-2,191435	-3,099815	5,07035	2,6706	0,713935	-4,92225
Cúspide mesial	2,629695	-3,79165	0,146251	1,54413	2,013845	2,39078	2,629695
Fossa central	1,290575	0,468147	-27,87155	0,234336	-1,898735	-4,488	-18,2659
Cúspide distal	0,488594	-4,63716	1,11755	-3,810885	-0,66403	-2,428675	-4,05952
Fosseta distal	-0,542625	-5,3616	1,527365	2,061885	-0,66403	-3,42766	-1,35489

4. DISCUSSÃO

O desgaste clínico não pode ser quantificado rigorosamente por parâmetros de observação clínica. Para tal, são necessárias técnicas de análise indiretas³⁵. Os métodos de avaliação clínica direta (USPHS) podem ser insuficientes para identificar alterações precoces no desenvolvimento de defeitos nas restaurações. As fotografias são representações bidimensionais de estruturas tridimensionais, logo, o método de fotografia deve ser apenas usado como um método indireto complementar de avaliação³⁶. Este método é subjetivo e por consequência tende a subestimar os valores reais de desgaste verificados nas restaurações^{39, 42}. O facto de ser um processo demoroso para se obter resultados significativos pode ser considerado uma das desvantagens deste método³⁹.

Também os métodos indiretos são utilizados para avaliar o desgaste clínico de uma restauração, tal como MEV, perfilometria de contacto e sem contacto e sistema CAD/CAM. A microscopia electrónica de varrimento é um método não quantitativo que avalia as discrepâncias marginais entre duas superfícies. Apresenta como desvantagem a possibilidade de ocorrência de erros durante a tomada impressão e produção das réplicas⁴³. A digitalização tridimensional (3D) de toda a superfície oclusal das restaurações é necessária para a medição quantitativa de desgaste. Contudo a digitalização 3D indirecta só é fiável quando conseguida uma excelente impressão das restaurações³⁵. Uma das vantagens da digitalização 3D consiste na possibilidade da sua utilização tanto em clínica como em laboratório. A digitalização clínica direta poderá ser o método preferido, devido à sua elevada precisão, simplificação do número de etapas e redução do tempo de trabalho. Uma desvantagem deste método é a necessidade de equipamento especializado e manipulação das câmaras de aquisição em espaços reduzidos³⁹.

Atualmente, e tanto quanto foi possível averiguar, nenhum estudo de análise de desgaste recorrendo a metodologia 3D foi publicado na literatura de referência. Por este motivo torna-se impossível fazer qualquer tipo de comparação com outros estudos realizados nesta área. No presente estudo, o método desenvolvido de análise da perda estrutural de uma restauração revelou não ser um método fidedigno, tornando-se necessário aperfeiçoar a muita da metodologia utilizada. Os resultados adquiridos não apresentam validade interna, porquanto verificou-se existirem parâmetros com necessidade de reformulação e melhorias.

Três dos dez dentes restaurados não foram analisados por não ser possível obter os dados do co-registo. Este erro na criação do co-registo deve-se ao facto do

da leitura da impressão inicial ser muito diferente da leitura da impressão após um ano. Mehl *et al.* afirmou que a falta de precisão em sistemas 3D se deve à dificuldade em orientar manualmente, por rotações e translações, os pontos da superfície T1 coincidindo com os pontos de superfície T0⁴⁴. Assim, o método de co-registo de imagens deve ser aperfeiçoado. Por este motivo, a zona de leitura do *scanner* deve ser estipulada e limitada ao dente em estudo, evitando assim erros na criação dos co-registos. A presença do perfil da restauração no T1 acima do perfil T0 pode ser explicada pela dificuldade em gerar um co-registo fidedigno das duas leituras, originando erros no cálculo da área da previsível perda estrutural.

Nos métodos de estudos indiretos, devemos ter em atenção a exatidão do método de análise 3D, tendo em conta a distorção que ocorre na tomada de impressões³⁷, o intervalo de tempo decorrido desde a tomada de impressão à leitura em sistema CAD/CAM e a resolução da própria câmara utilizada. Hoje em dia, já é possível a utilização de métodos de leitura diretos na cavidade oral através de *scanners* intra-orais, permitindo reduzir erros acumulados nos passos acima descritos. Sabe-se que a resolução da câmara intra-oral deve obedecer ao teorema de Nyquist, de modo a que resolução das imagens 3D seja máxima. O teorema de Nyquist diz que um sinal analógico deve ser igual ou duas vezes maior que o espectro do sinal digital, para que uma imagem 3D sofra o mínimo de perda de informação. Só assim podemos definir qual a resolução ideal da câmara intra-oral do sistema CAD/CAM. Os sistemas CAD/CAM com câmaras intraorais devem apresentar uma boa precisão. O scanner Lava COS[®] (3M ESPE, Seefeld, Germany) apresenta uma resolução de 6 µm a 11 µm, o CerecBluecam[®] (Sirona, Bensheim, Germany) de 28 µm e o sistema CS3500 Carestream[®] (Carestream Dental, Atlanta, Georgia) de 30 µm.

A maioria dos sistemas CAD/CAM requerem a utilização de um pulverizador de pó sobre a área a digitalizar de modo a aumentar a precisão do sistema. Contudo, o tamanho das próprias partículas do pó também pode introduzir um erro na definição das imagens, principalmente se depositado em excesso. O diâmetro das partículas do pó utilizado no sistema Pico scan spray[®] (Picodent, Wipperfurth, Germany) não é conhecido. A marca apenas fornece informação sobre a densidade de partículas utilizada, 1.226 g/cm³. Hoje em dia já existem sistemas CAD/CAM que não requerem o revestimento da superfície com pulverizador de pó, como iTero[®] (AlignTechnologies, San Jose, Calif), Trios[®] (3Shape, Copenhagen, Denmark) e CERECOmnicam[®] (Sirona, Bensheim, Germany)⁴⁵. O ideal será a utilização de um sistema CAD/CAM que não necessite de revestimento da superfície para a digitalização de imagens porque este procedimento pode também introduzir um potencial viés. No entanto, em

caso de necessidade de utilização de um sistema com pulverização prévia, deve ser usado um pó de granulometria e película inferior aos valores diferenciais que queremos determinar.

O software desenvolvido na plataforma MATLAB[®] (MathWorks[®], Madrid, Spain) requer aperfeiçoamento futuro. A unidade de medida escolhida para avaliar o desgaste clínico foi a área em mm² como uma medida indireta e global do desgaste ocorrido. O seu valor clínico é limitado porque é dependente de factores oclusais, que facilmente são sujeitos a alterações, como a movimentação dos contactos em cêntrica, alteração da orientação do dente e aumento da área de contacto. DeLong *et al.* em 2006, afirmou que o volume é a melhor unidade de medida para quantificar o desgaste clínico³⁹. Todavia, para além do desgaste médio global das restaurações, a avaliação pontual e seletiva de determinadas áreas é também crucial na interpretação dos resultados.

Outra limitação do presente estudo está na área total de desgaste calculada em não diferenciar a perda de estrutura do esmalte dentário do desgaste que ocorreu na região do material da restauração. Por este motivo, torna-se também primordial definir pontos de comparação em locais estratégicos do dente, da restauração e da interface.

Alguns dos valores de desgaste obtidos revelaram ser muito acima do espectável, como podemos verificar na literatura existente até à data. Desde 1980, a ADA (*American Dental Association*) afirma que o desgaste em compósitos posteriores após 4 anos de desempenho clínico deve ser inferior a 250 µm³⁷. Também Palaniappan *et al.* em 2009, comparou o desempenho de um nanocompósito e um compósito microhíbrido durante três anos de avaliação clínica. O estudo utilizou réplicas de gesso digitalizadas por *scanner* de laser 3D para quantificar o desgaste. O desgaste em compósito microhíbrido foi de 64 µm e em nanocompósito foi 75 µm, após três anos. O estudo analisou também o desgaste em áreas de contacto oclusal (ACO) em esmalte: as ACO leves (quando o papel de articulação deixa marcas pequenas e suaves) apresentam 40 µm de desgaste ao fim de três anos; já as ACO fortes (quando o papel de articulação deixa marcas grandes e intensas) apresentam um desgaste de 67 µm de desgaste após três anos. Os autores concluíram que o desgaste clínico verificado no compósito microhíbrido e no nanocompósito encontra-se dentro das *guidelines* ADA³⁷. Em 2010, Palaniappan *et al.* estudou o desempenho clínico durante três anos de um compósito híbrido convencional, um híbrido micropartículado e um nanohíbrido, avaliando o desgaste de modo quantitativo e qualitativo. A medição quantitativa de desgaste foi feita por *scanner* de laser 3D em

réplicas de gesso. O estudo constatou que o compósito híbrido convencional após três anos apresentava um desgaste de 99µm. Já o compósito híbrido microparticulado teve um desgaste de 125 µm após três anos. Por fim, o compósito nanohíbrido apresentou um desgaste de 81 µm após o terceiro ano. O desgaste do esmalte foi analisado através de ACOs. As ACO leves apresentaram um desgaste de 56 µm ao fim de três anos enquanto que as ACO fortes tiveram um desgaste de 107 µm após três anos. Conclui-se então que o desgaste verificado nos compósitos híbrido microparticulado e nanohíbrido era semelhante ao observado no esmalte⁴⁶. Também Palaniappan *et al.* em 2011 realizou um estudo clínico de cinco anos onde comparou o desgaste clínico de restaurações em compósito nanoparticulado e em compósito microhíbrido. O estudo usou scanner 3D de laser para quantificar o desgaste em réplicas de gesso. Os resultados obtidos mostraram que o desgaste vertical generalizado era de 0.870 µm/mês em compósito microhíbrido e 0.925 µm/mês em compósito nanoparticulado. A perda de volume era de 0.014 mm³/mês e 0.011mm³/mês. Conclui que o desgaste vertical e a perda de volume entre os dois tipos de compósito não apresentaram diferenças significativas³². Um estudo *in vivo*, realizado por Krämer *et al.* em 2015, avaliou o desgaste e a qualidade marginal de restaurações em duas resinas compostas, Grandio e Tetric Ceram, durante oito anos. Utilizou a digitalização 3D de réplicas de resina epóxica para avaliar o desgaste. O nível de desgaste verificado nas restaurações foi de 41,66 e 108 µm no compósito Grandio e 44, 61 e 98 µm no compósito Tetric Ceram, após 2, 4 e 8 anos respetivamente. Os autores concluíram que durante oito anos de observação clínica o desgaste aumentou significativamente nas áreas restauradas⁴⁷.

5. CONCLUSÃO

Perante as condições definidas e testadas no presente estudo, os resultados revelaram que este método carece ainda de várias correções técnicas, que foram entretanto identificadas, por forma a otimizar a sua exequibilidade como metodologia a validar.

6. AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer aos meus orientadores, Prof.DoutorJoão Carlos Ramos e DoutoraAlexandra Vinagre que contribuíram muito para este estudo, por partilharem o seu conhecimento com entusiasmo, inspirando-me, guiando-me e encorajando-me no desenvolvimento deste estudo. Gostaria também de agradecer ao Prof. Doutor Francisco Caramelo por toda a ajuda e disponibilidade prestada no desenvolvimento da nossa maior ferramenta de trabalho.

Estou igualmente grata pelo contributo prestado pelo laboratório LTD, ao Sr. Avelino dos Santos e ao Sr. Ricardo Simões, na leitura das imagens com o sistema CAD/CAM.

Agradeço à minha família, em especial á minha irmã, por todo o apoio e ajuda que me deram.

Por último, gostaria de agradecer aos meus amigos pelos cinco anos partilhados.

Obrigada.

7. BIBLIOGRAFIA

1. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth: a review. *Clinical oral investigations* 2003;7(2):63-70.
2. Bernardo M, Luis H, Martin MD, et al. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc* 2007;138(6):775-83.
3. Soncini JA, Maserejian NN, Trachtenberg F, Tavares M, Hayes C. The longevity of amalgam versus compomer/composite restorations in posterior primary and permanent teeth. *J Am Dent Assoc* 2007;138:763-72.
4. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 2001;3(1):45-64.
5. Moncada G, Martin J, Fernández E, et al. Sealing, refurbishment and repair of Class I and Class II defective restorations. *J Am Dent Assoc* 2009;140(4):425-32.
6. Gordan VV, Garvan CW, Blaser PK, Mondragon E, Mjör IA. A long-term evaluation of alternative treatments to replacement of resin-based composite restorations: results of a seven-year study. *The Journal of the American Dental Association* 2009;140(12):1476-84.
7. Mjör IA, Dahl JE, Moorhead JE. Age of restorations at replacement in permanent teeth in general dental practice. *Acta Odontologica* 2000;58(3):97-101.
8. Moncada G, Martin J, Fernández E, et al. Sealing, refurbishment and repair of Class I and Class II defective restorations. *The Journal of the American Dental Association* 2009;140(4):425-32.
9. Van Nieuwenhuysen J-P, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *Journal of dentistry* 2003;31(6):395-405.
10. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *The journal of adhesive dentistry* 2006;9:77-106.

11. Davidson C, De Gee A, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of dental research* 1984;63(12):1396-99.
12. Ferracane J. Placing dental composites-A stressful experience. *Operative dentistry* 2008;33(3):247-57.
13. Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 2004;15(3):176-84.
14. Carvalho RMd, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: The influence of stress development versus stress relief. *Operative Dentistry* 1995;21(1):17-24.
15. Cramer N, Stansbury J, Bowman C. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of dental research* 2011;90(4):402-16.
16. Burgess J, Cakir D. Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) 2010;31:10-15.
17. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research* 2005;84(2):118-32.
18. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *Journal-Canadian Dental Association* 2003;69(11):726-32.
19. De Munck J, Braem M, Wevers M, et al. Micro-rotary fatigue of tooth-biomaterial interfaces. *Biomaterials* 2005;26(10):1145-53.
20. De Munck J, Van Landuyt KL, Coutinho E, et al. Fatigue resistance of dentin/composite interfaces with an additional intermediate elastic layer. *European journal of oral sciences* 2005;113(1):77-82.
21. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, et al. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research* 2000;79(6):1385-91.
22. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, et al. Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *Journal of Biomedical Materials Research* 2002;63(3):306-11.

23. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin–dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials* 2003;24(21):3795-803.
24. Hashimoto M, Tay FR, Ohno H, et al. SEM and TEM analysis of water degradation of human dentinal collagen. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2003;66(1):287-98.
25. Finer Y, Santerre J. Salivary esterase activity and its association with the biodegradation of dental composites. *Journal of dental research* 2004;83(1):22-26.
26. Jaffer F, Finer Y, Santerre J. Interactions between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases. *Biomaterials* 2002;23(7):1707-19.
27. Eick J, Gwinnett A, Pashley D, Robinson S. Current concepts on adhesion to dentin. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 1997;8(3):306-35.
28. Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, et al. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *European journal of oral sciences* 2005;113(6):525-30.
29. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, et al. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials* 2008;24(1):90-101.
30. Hayashi M, Wilson NH. Marginal deterioration as a predictor of failure of a posterior composite. *European journal of oral sciences* 2003;111(2):155-62.
31. Heintze SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations—a meta-analysis. *J Adhes Dent* 2012;14(5):407-31.
32. Palaniappan S, Bharadwaj D, Mattar DL, et al. Nanofilled and microhybrid composite restorations: Five-year clinical wear performances. *dental materials* 2011;27(7):692-700.
33. Palaniappan S, Elsen L, Lijnen I, et al. Nanohybrid and microfilled hybrid versus conventional hybrid composite restorations: 5-year clinical wear performance. *Clinical oral investigations* 2012;16(1):181-90.
34. Pesun IJ, Olson AK, Hodges JS, Anderson GC. In vivo evaluation of the surface of posterior resin composite restorations: a pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry* 2000;84(3):353-59.

35. Hickel R, Roulet J-F, Bayne S, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clinical Oral Investigations* 2007;11(1):5-33.
36. Moncada G, Silva F, Angel P, et al. Evaluation of dental restorations: a comparative study between clinical and digital photographic assessments. *Operative dentistry* 2014;39(2):e45-e56.
37. Palaniappan S, Bharadwaj D, Mattar DL, et al. Three-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance and wear of a nanocomposite versus a hybrid composite. *Dental materials* 2009;25(11):1302-14.
38. Peters M, DeLong R, Pintado M, et al. Comparison of two measurement techniques for clinical wear. *Journal of dentistry* 1999;27(7):479-85.
39. DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *dental materials* 2006;22(8):702-11.
40. Krämer N, Reinelt C, Richter G, Petschelt A, Frankenberger R. Nanohybrid vs. fine hybrid composite in Class II cavities: clinical results and margin analysis after four years. *dental materials* 2009;25(6):750-59.
41. Frankenberger R, Krämer N, Lohbauer U, Nikolaenko SA, Reich SM. Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *The journal of adhesive dentistry* 2006;9:107-16.
42. Söderholm KJM, Lambrechts P, Sarrett D, et al. Clinical wear performance of eight experimental dental composites over three years determined by two measuring methods. *European journal of oral sciences* 2001;109(4):273-81.
43. Heintze S, Forjanic M, Cavalleri A. Microleakage of Class II restorations with different tracers--comparison with SEM quantitative analysis. *The journal of adhesive dentistry* 2008;10(4):259-67.
44. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann K-H, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *Journal of Dental Research* 1997;76(11):1799-807.
45. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkyänen A. Recent advances in dental optics--Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering* 2014;54:203-21.

46. Palaniappan S, Elsen L, Lijnen I, et al. Three-year randomised clinical trial to evaluate the clinical performance, quantitative and qualitative wear patterns of hybrid composite restorations. *Clinical oral investigations* 2010;14(4):441-58.
47. Krämer N, Küssner P, Motmaen I, et al. Marginal quality and wear of extended posterior resin composite restorations: Eight-year results in vivo. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2015.