



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

ELIELSON NÓBREGA DA SILVA

**DETERMINAÇÃO DA TENSÃO DE FALHA DE
LASCAMENTO DA PORCELANA DE COBERTURA EM
PRÓTESE LIVRE DE METAL UTILIZANDO ANÁLISE DE
IMAGEM**

2018

ELIELSON NÓBREGA DA SILVA

**DETERMINAÇÃO DA TENSÃO DE FALHA DE LASCAMENTO DA
PORCELANA DE COBERTURA EM PRÓTESE LIVRE DE METAL
UTILIZANDO ANÁLISE DE IMAGEM**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Programa em CIÊNCIA E TECNOLOGIA APLICADA À ODONTOLOGIA.

Área de Inovação Tecnológica Multidisciplinar com ênfase em Odontologia.
Linha de Pesquisa: Inovação Tecnológica.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Yutaka Shiino

Coorientador: Prof. Dr. Alberto Noriyuki Kojima

São José dos Campos

2018

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2018]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Silva, Elielson Nóbrega

Determinação da tensão de falha de lascamento da porcelana de cobertura em prótese livre de metal utilizando análise de imagem. / Elielson Nóbrega Silva.
- São José dos Campos : [s.n.], 2018.
80 f. : il.

Dissertação (Mestrado Profissional) - Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia Aplicada à Odontologia - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2018.

Orientador: Marcos Yutaka Shiino

Coorientador: Alberto Noriyuki Kojima

1. Prótese parcial fixa. 2. Metal free. 3. Porcelana. 4. Modos de falha. 5. Lascamento. I. Shiino, Marcos Yutaka, orient. II. Kojima, Alberto Noriyuki, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Marcos Yutaka Shiino(Orientador)

Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Instituto de Ciência e Tecnologia (ICT)

Campus São José dos Campos

Prof. Dr. Vinícius Anéas Rodrigues

Faculdade de Pindamonhangaba (FUNVIC)

Campus Pindamonhangaba

Prof^a. Dr^a. Vivian Silveira dos Santos Bardini

Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Instituto de Ciência e Tecnologia (ICT)

Campus São José dos Campos

São José dos Campos, 21 de Agosto de 2018.

DEDICATÓRIA

A Deus

"Nem olhos viram, nem ouvidos ouviram o que Deus preparou para nós: um futuro certo, cheio de esperança e paz, muita paz. Quero viver Teus Sonhos, Teus Planos, tudo o que por mim conquistastes na cruz, a Tua vontade é o meu prazer. Sem Ti nada posso, opera em mim o teu poder, alegra-te sobre mim. É tão bom sonhar Teus sonhos, é tão bom viver Teus planos e conhecer a graça de pertencer a Ti, Deus Fiel. É tão bom fechar meus olhos e contemplar todas as Tuas palavras, Tuas promessas pra mim, Deus Fiel."

Obrigado Senhor!

Aos meus Pais

Aos meus pais Antonio Vanderley e Márcia Veríssimo que se esforçaram e privaram-se de algumas coisas para sempre oferecer o melhor para mim. Pelo amor, dedicação, doação e confiança a mim oferecidos. O apoio e incentivo que sempre me proporcionaram, mesmo que para isso tivessem que substituir os seus sonhos para realização dos meus, foram fundamentais para a concretização do meu ideal. Acreditaram na minha capacidade no meu empenho e me incentivaram em meus estudos. Vocês são o símbolo da força de vontade, da persistência, do amor, da esperança e do trabalho. Amarei muito vocês para sempre. Minha eterna gratidão!

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus por ter me sustentado mais uma vez. Agradeço a minha namorada Ada Laís, por ser essa mulher maravilhosa que me mostra a cada dia o significado de amar e ser amado, não medindo esforços pra estar ao meu lado e sempre acreditando em mim e nos meus sonhos, orando e torcendo para que todos se realizem, não poderia deixar de agradecê-la por me apoiar em mais uma fase que se encerra, estando do meu lado todo o percurso. "Sonhos sensacionais eu sonharei com você - Te Amo"

Agradeço aos meus irmãos Elielton e Elivelton Nóbrega pelo amor incondicional e estarem sempre dispostos a ajudar, mostrando que esse amor entre irmãos é único e Deus me deu o privilégio de tê-los como irmãos.

Também às minhas cunhadas Ana Caroline e Samantha, as quais sempre me apoiaram e torcem pelo meu sucesso. Aos meus sobrinhos Ana Beatriz, Adassa e Elivelton que alegam ainda mais minha vida.

Aos meus avós que sempre acreditaram e intercederam para que meus sonhos se concretizassem.

Agradeço aos meus sogros (Luziane e Irineu) por sempre estarem de braços abertos a me receber e ajudar no que puderem, além das orações que fazem pela minha vida, demonstrando grande carinho.

Agradeço aos amigos Lucas Barbosa e Larissa, por todo companheirismo e amizade que suportam o tempo e distância. Torcem demais pelo meu sucesso, além de estarem em todos os momentos, tristes ou nas muitas risadas. Dando significado ao versículo: "Em todo tempo ama o amigo e na angústia nasce um irmão".

Agradeço a Flávia Helena pela amizade e companheirismo, dividindo comigo dia a dia sonhos e responsabilidades tanto profissionais como pessoais, além das muitas risadas, sou grato por essa amizade.

Aos amigos Fernanda Takara e Vandeberg Diniz que mesmo um pouco distantes fisicamente, sempre torcem por mim e demonstram grande carinho, agradeço por essa

amizade.

Deixo registrada mais uma vez minha gratidão a minha primeira Orientadora de Iniciação Científica Professora Doutora Taciana Marco Ferraz Caneppele, que desde o princípio acreditou em mim, abriu novos horizontes e mostrou uma relação aluno/professor com carinho que marcou minha vida.

Ao meu atual Orientador Professor Doutor Marcos Yutaka Shiino, por estar sempre disposto a ajudar, sendo um excelente orientador, guiando ao longo desses 2 anos. Firme quando precisa ser e condescendente quando necessário, sendo um exemplo professor e empatia.

Agradeço a todos que contribuíram direta ou indiretamente, pois essa conquista é com o auxílio de muitos.

"Tudo é uma questão de manter a mente quieta a espinha ereta e o coração tranquilo". Walter Franco

SUMÁRIO

RESUMO	9
ABSTRACT	10
1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	13
2.1 Problema de lascamento da prótese	13
2.2 Tipos de Materiais em Prótese.....	14
2.2.1 Zircônia.....	15
2.2.2 Porcelana de Cobertura	18
2.2.2.1 Cerâmica Feldspática	21
2.3 Interface	22
2.4 Modos de Falhas	23
2.4.1 Fundamentos da Fratura	24
2.4.2 Tenacidade à Fratura.....	25
2.4.3 Padrões de Fratura em Cerâmicos	26
3 PROPOSIÇÃO	28
4 MATERIAL E MÉTODOS	29
4.1 Levantamento dos casos clínicos da Literatura	31
4.2 Imagens	32
4.3 Determinação da Tensão Remota.....	33
5 RESULTADOS.....	37
5.1 Relato dos Casos Clínicos.....	37
5.2 Quadro dos Casos Clínicos	43
5.3 Análise das Imagens	45
5.4 Avaliação quantitativa dos casos relatados.....	47
5.5 Análise das Origens da Fratura.....	52

5.6 Análise e Cálculo da Tensão Remota	55
6 DISCUSSÃO.....	57
6.1 Análise da Tensão Remota.....	59
7 CONCLUSÃO	63
REFERÊNCIAS.....	65
ANEXOS.....	69

Silva EN. Determinação da tensão de falha de lascamento da porcelana de cobertura em prótese livre de metal utilizando análise de imagem [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2018.

RESUMO

A introdução da zircônia na Odontologia deu-se pela necessidade de melhores propriedades mecânicas dos materiais cerâmicos, pois com a crescente demanda estética, os cerâmicos tornaram-se materiais de largo uso, devido às suas propriedades estéticas e mecânicas. Em busca dessas propriedades, vários estudos analisaram a taxa de sobrevivência de restaurações zircônia-porcelana, relatando como uma das causas de falha a fratura precoce da porcelana de cobertura e o aumento significativo nos relatos clínicos de lascamento da porcelana de recobrimento aplicada sobre "coping" de zircônia. Diante desse problema, o objetivo deste trabalho foi determinar a tensão de falha no lascamento a partir de casos de clínicos e experimentais pertinentes a esse fenômeno em próteses fixas livres de metal. Foram coletados dados de artigos dos últimos 15 anos, por meio das bases de dados *Pubmed* e *Google Scholar*, sendo selecionados para essa revisão os que obtiveram melhor abordagem do assunto, dando ênfase às possíveis causas de falhas nas restaurações cerâmicas dos casos clínicos e os ensaios realizados, visando um melhor entendimento desse fenômeno, via análise quantitativa e qualitativa, para melhor utilização e aproveitamento desse material na Odontologia. Para determinação da tensão de falha, foi empregada a mecânica da fratura linear elástica e determinado o fator de correção da trinca com base nas dimensões da trinca. Com a presente pesquisa, nota-se que amplitude de tensão influencia no processo de fratura, embora não tenha apontado exatamente para a causa da fratura. No entanto, pode-se inferir que uma baixa taxa de sobrevivência está relacionada a um grande defeito que, por sua vez, necessitou de uma sobrecarga para conduzir o processo de lascamento. Portanto, melhorias no processo de fabricação podem otimizar as características do material e sua aplicação final para suportar as tensões, a fim de aumentar a taxa de sobrevivência.

Palavras-chave: Prótese parcial fixa. Metal free. Porcelana. Modos de falha. Lascamento.

Silva EN. Determination of the failure stress of the porcelain chipping cover in metal free prosthesis using image analysis [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2018.

ABSTRACT

The introduction of zirconia in dentistry was due to the need for better mechanical properties of ceramic materials, because of an increasing aesthetic demand. Ceramics became widely used materials due to their aesthetic and mechanical properties. Aiming at these properties, several studies have analyzed the survival rate of zirconia-porcelain restorations, reporting as one of the causes of failure. Early porcelain fracture coverage and a significant increase in clinical reports of veneering porcelain applied over "coping" of zirconia. In view of this problem, the objective of this work was to determine the failure causes of chipping from clinical and experimental cases associated to this phenomenon in fixed metal free prostheses. Data from articles of the last 15 years were collected through the Pubmed and Google Scholar databases. Those who obtained the best approach to the subject were selected for this analysis, emphasizing the possible causes of failures in the ceramic restorations of the clinical cases and the tests performed. Aiming for a better understanding of this phenomenon, via quantitative and qualitative analysis, to better use this material in dentistry. To determine the failure causes, linear elastic fracture mechanics were used and the crack correction factor was determined based on the crack dimensions. With the present research, it is noticed that stress amplitude influences in the fracture process, although it has not pointed exactly the cause of the fracture. However, it can be inferred that a low survival rate is related to a large defect, this in turn needed an overload to conduct the chipping process. Therefore, the manufacturing process can improve the characteristics of the material and its final application to withstand the stresses in order to increase the survival rate.

Keywords: Fixed partial prosthesis. Metal free. Porcelain. Failure modes. Chipping.

1 INTRODUÇÃO

A utilização de sistemas cerâmicos de zircônia vem ganhando cada vez mais espaço na odontologia devido à excelente resistência do material policristalino da infra-estrutura e a ótima característica estética da porcelana de recobrimento. Sendo essa última uma vantagem em relação às restaurações metalocerâmicas, que há décadas vinham sendo materiais de escolha tanto para próteses fixas unitárias quanto múltiplas, sobre dentes ou implantes. Contudo a infra-estrutura em zircônia possibilitou o aumento da profundidade de translucidez e transmissão de luz através da restauração permitindo uma aparência mais natural quando comparada à infraestrutura metálica (Heintze, Rousson, 2010).

Todavia, o desenvolvimento de novos materiais e até alterações no processamento, não mudaram o fato da cerâmica ser um material frágil por natureza, o qual sua baixa resistência à flexão ganha destaque, quando se discute a confecção de próteses parciais fixas e *abutments* para implantes (Guazzato et al., 2004). Na região posterior da boca isto é ainda mais crítico, pois as forças mastigatórias são maiores.

Estudos clínicos atribuem taxas de sobrevivência das restaurações com zircônia dentro da faixa de 81 a 100% em 3 anos de observação (Christensen, Ploeger, 2010). Outro estudo mostrou percentual de falha de 52,6% de 19 coroas avaliadas e até de 60% das 17 próteses fixas devido ao lascamento da cerâmica de cobertura (Aboushelib et al., 2009). Dentro das principais causas de falhas de restaurações zircônia-porcelana, mencionadas na literatura, estão às complicações biológicas, perda de retenção, fratura da infra-estrutura e uma preocupação especial é concentrada à susceptibilidade de fratura precoce da porcelana (Heintze, Rousson, 2010). Essa preocupação de fratura precoce está

relacionada ao "*chipping*" ocorrido nas restaurações a base de zircônia.

Um estudo recente confirmou que o "*chipping*" é a primeira causa de falha em restaurações com infraestrutura de zircônia (Koenig et al., 2013).

A falha de materiais é um evento indesejável por várias razões, nos casos de prótese inclui-se as perdas econômicas, desconforto e problemas funcionais e estéticos. Embora as causas das falhas e o comportamento dos materiais sejam conhecidos, a prevenção de falhas é difícil de ser garantida.

Em busca de razões para as fraturas precoce da porcelana ou até mesmo do "*chipping*", esta pesquisa tem foco nas possíveis causas dessas falhas referente às restaurações livres de metal, visando determinar a tensão de lascamento e investigar os possíveis problemas que ocorrem na interface zircônia/porcelana.

Tendo em vista que os casos clínicos demandam tempo de observação, a pesquisa focou nas investigações publicadas em artigos de seletiva política editorial, além de casos experimentais.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Problema de lascamento da prótese

As próteses dentárias posteriores são comumente feitas de recobrimento de porcelana sobre uma infraestrutura de metal (PFM) ou estruturas de zircônia (PFZ). A porcelana tem boas qualidades estéticas, mas é suscetível a fratura prematura. Embora a incidência relatada de fratura de porcelana seja maior em PFZ em relação à PFM (Sailer et al., 2009; Sax et al., 2011), os dois sistemas possuem mecanismos de danos semelhantes. A fratura pode ocorrer a partir do desgaste da borda (falha "coesa") (Sailer et al., 2009; Sax et al., 2011; Raigrodski et al., 2012; Roediger et al., 2010) ou fratura interfacial ("delaminação") (Aboushelib et al., 2009; Rad et al., 2015).

As próteses com infraestrutura de zircônia ganharam destaque nas inovações e estudos por sua grande demanda e aplicabilidade no mercado odontológico. Contudo, o desenvolvimento de novos materiais e até alterações no processamento, não mudaram o fato da cerâmica ser um material frágil por natureza, e sua baixa resistência à fratura aliada à baixa resistência à flexão ganham destaque quando se discute a confecção de próteses parciais fixas e pilares intermediários para implantes (Guazzato et al., 2004). Na região posterior da boca isto é ainda mais crítico, pois as forças mastigatórias são maiores.

Dentro das principais falhas de restaurações zircônia-porcelana mencionadas na literatura estão às complicações biológicas, perda de retenção, fratura da infra-estrutura, e uma preocupação especial é concentrada à

suscetibilidade de fratura precoce da porcelana (Heintze, Rousson, 2010).

Nota-se que qualquer falha da coroa além do desgaste da borda deve envolver uma fenda que chega à interface entre o folheado e o núcleo. Na verdade, isso foi demonstrado em vários estudos *in vitro* sobre a fadiga das restaurações de PFZ (Baldassari et al., 2011; Coelho et al., 2009).

Diversos estudos vêm sendo realizados para melhorar a resistência interfacial do material. Uma das primeiras discussões, quanto ao ensaio de lascamento, é o formato em que o espécime seria utilizado, tanto para obter uma padronização quanto para uma maior precisão nas condições em que a prótese será submetida.

Zhang et al. (2012) submeteram ao lascamento tanto coroas inteiras quanto coroas cortadas, e também utilizaram corpos de prova em barra. Em seu estudo, os resultados apontaram a mesma conclusão, contudo foram comparadas resistências de materiais muito diferentes.

No estudo de Tanaka (2015) foi constatado que os testes em coroas foram mais coerentes que em barra.

Belli et al. (2011) concluíram em seu estudo que teste de compressão não apresentou evidências úteis em relação à taxa de sobrevivência de coroas de zircônia-porcelana, as quais apresentam diferenças no comportamento térmico. Ainda, os materiais que possuem falhas devido à fadiga, deveriam ser testados sob condições que simulam as dificuldades encontradas durante a função mastigatória.

2.2 Tipos de Materiais em Prótese

Para a confecção de próteses fixas, variados materiais são utilizados há

muitos anos. Estes materiais vêm sendo estudados, sofrendo modificações e inovações para melhor aplicação no cotidiano e vida clínica dos dentistas, possibilitando tratamentos cada vez mais modernos e satisfatórios. Com a crescente demanda pela questão estética, a busca por um material que alia as questões estéticas e as propriedades mecânicas é grande, e nesse contexto a zircônia começou a ser utilizada nessas restaurações. Contudo para melhor fidelidade às características naturais dos dentes, a zircônia passou a ser utilizada como infraestrutura e posteriormente é recoberta por uma cerâmica feldspática. Na Odontologia, desde 2004, esse tipo de cerâmica vem sendo utilizada para a fabricação de pontes e coroas (Barros, 2016). Sabe-se que há outros tipos de materiais para essas mesmas próteses, como Alumina, Dissilicato de Lítio, dentre outros.

2.2.1 Zircônia

A utilização da zircônia como biomaterial odontológico surgiu devido à sua boa estabilidade química e dimensional, dureza, resistência mecânica e módulo de Young de similar magnitude do aço inoxidável (Piconi, Maccauro, 1999).

A zircônia pode apresentar três padrões cristalinos: monoclinica, tetragonal e cúbica dependendo da adição de componentes, como cálcio (CaO), magnésio (MgO), ítria (Y_2O_3) ou céria (CeO_2). Estes diferentes componentes são responsáveis pela estabilização da fase tetragonal metaestável a temperatura ambiente.

Quanto ao agente estabilizador, a concentração deste possui uma parte determinante no desempenho do material sob fadiga. Quando se adiciona uma

grande quantidade (8-12%) de agente estabilizador, uma fase cúbica totalmente estabilizada pode ser produzida, o que dificulta a transformação de fase tetragonal-monoclínica, resultando num desempenho mecânico pouco desejável (Piconi, Maccauro, 1999; Denry, Kelly, 2008).

Todavia, ao realizar uma adição de quantidades menores (3-5% em peso), é gerada uma zircônia tetragonal parcialmente estabilizada. A zircônia tetragonal é estável em temperatura ambiente, porém, sob tensão, esta fase pode sofrer alteração para a fase monoclínica, com um aumento subsequente de cerca de 4,5% em volume. Este mecanismo, conhecido como “tenacificação por transformação”, é o principal responsável pelas superiores propriedades mecânicas da zircônia (Piconi, Maccauro, 1999; Denry, Kelly, 2008).

O processo de obtenção de zircônia parcialmente estabilizada mais utilizado e também o mais descrito na literatura é o 3Y-TZP. Policristais de zircônia tetragonal estabilizados por Ítria (3 mol%) resultam em um material cerâmico de elevada tenacidade e dureza, usado em sistemas como o LAVA (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, EUA), CERCON (Dentsply, York, Pennsylvania, EUA), Procera (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) e YZ Ceram (VITA Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha) (Denry, Kelly, 2008).

O tamanho de grão também desempenha papel fundamental nas propriedades mecânicas do material. Há um tamanho de grão crítico para se obter uma estrutura tetragonal metaestável a temperatura ambiente. O tamanho de grão deve ser inferior a 0,8 μm . Grãos maiores que 0,8 μm promovem a transformação de fase espontânea, ao passo que, quando a estrutura for formada por grãos extremamente finos ($\sim 0,2 \mu\text{m}$), a transformação tetragonal-monoclínica pode ser inibida. Resumindo, apesar de o material ser o mesmo, a forma como este é processado influi diretamente em sua microestrutura e, conseqüentemente, em suas propriedades e desempenho. Percebe-se então a importância de se optar por sistemas cerâmicos respaldados em empresas sérias

e em estudos científicos idôneos (Piconi, Maccauro, 1999; Denry, Kelly, 2008).

Pôde-se observar que precipitados tetragonais metaestáveis dispersos poderiam se transformar numa fase monoclinica pelo avanço de uma trinca no material. Desta forma, a região que sofreu a tensão também sofreria transformação de fase tetragonal-monoclinica (T-M), resultando numa expansão, a qual comprime a trinca e dificulta sua propagação. Um aumento na resistência também é obtido, já que a energia associada à propagação da trinca é dissipada na transformação de fase T-M e nas forças compressivas geradas pela expansão volumétrica (Garvie et al., 1975).

Em resumo, a alteração dimensional consome energia da trinca e pode impedir sua propagação, num mecanismo chamado “tenacificação por transformação”. Aliado a isto, o aumento volumétrico gera tensões compressivas, que atuam como obstáculos a serem superados pelas forças de tração da trinca.

A estabilidade dimensional em longo prazo das cerâmicas depende do crescimento subcrítico de trincas e do mecanismo de corrosão sob tensão causado pela água. A saliva do meio bucal tende a reagir com o vidro do In-Ceram resultando na deterioração da estrutura vítrea e no aumento da propagação de trincas. Subestruturas livres de vidro não exibem tal fenômeno, mas estão sujeitas a envelhecerem na presença de água (Garvie et al., 1975).

O fenômeno de envelhecimento é conhecido dentro da comunidade cerâmica há anos. Até a presente data não existe aceitação de um determinado mecanismo para explicar o fenômeno, e sim apenas suposições. No entanto, independente do mecanismo, está bem descrito que o envelhecimento ocorre através de uma lenta transformação de fase tetragonal-monoclinica de grãos mais superficiais em contato com a água, ou fluido corporal. Este processo gera rugosidade superficial e formação de microtrincas, o que possibilita a água penetrar nas camadas subsuperficiais e gerar trincas maiores, causando,

consequente, perda de resistência mecânica (Lughi, Sergo, 2010). É válido salientar que o fenômeno de envelhecimento é único para cada tipo de material cerâmico. Esta variação está relacionada a variações no equilíbrio de parâmetros microestruturais, como concentração de estabilizante, sua distribuição na peça, tamanho de grão, concentração de defeitos e sua distribuição nas amostras testadas (Lughi, Sergo, 2010).

2.2.2 Porcelana de Cobertura

Quando as porcelanas começaram a ser utilizadas em Odontologia houve um grande impacto nas restaurações estéticas, pelo fato destas apresentarem características desejáveis e bastante próximas à dos dentes naturais. Características como a translucidez, estabilidade química, coeficiente de expansão térmica próximo ao da estrutura dentária, baixa condutividade térmica, compatibilidade biológica e alta resistência à compressão, fizeram deste um material promissor (Conceição, 2005; Bona et al., 2004).

No final do século XX, diversos sistemas inovadores foram introduzidos no mercado, com o intuito de confeccionar próteses dentárias sem metal e com propriedades físicas e mecânicas compatíveis (Conceição, 2005; Bona et al., 2004). As cerâmicas odontológicas apresentam uma série de características desejáveis, sendo um dos principais materiais na ciência e arte da reconstrução dentária (Conceição, 2005; Kosmac, 2008). É um dos materiais mais estáveis que existe, possui uma superfície lisa e brilhante e é resistente à adesão de pigmentos exógenos. Dado que permite a transmissão regular e difusa, assim como a reflexão especular e difusa da luz, tem um imenso potencial para reproduzir a textura, profundidade de cor e translucidez dos dentes naturais.

Entretanto, desvantagens como a baixa resistência à tração e consequente incidência de fraturas, limitou o uso da cerâmica feldspática para áreas de baixas tensões, restringindo o seu uso. Com o passar dos anos, surgiram as restaurações metalo-cerâmicas, nas quais a cerâmica feldspática passou a ser amplamente utilizada, tanto na confecção de restaurações unitárias como em próteses fixas de vários elementos (Conceição, 2005).

A cerâmica odontológica é composta por uma cadeia básica de silício-oxigênio (SiO_2) como matriz, à qual são adicionados vários elementos modificadores como óxido de potássio (K_2O), óxido de sódio (Na_2O), óxido de alumínio (Al_2O_3) e óxido de boro (B_2O_3), além de pigmentos, que reproduzem a cor dos dentes (McLaren, 1998; McLaren, 2005). Através da fusão destes óxidos a altas temperaturas, forma-se uma estrutura complexa, com núcleos cristalinos não incorporados à matriz vítrea formada, que atuam como reforço, tornando a cerâmica odontológica muito mais resistentes que os vidros comuns. Também, na sua composição, possuem elementos metálicos (alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, sódio, lantânio, estanho, titânio e zircônia), assim como substâncias não metálicos (silício, boro, flúor e oxigênio), sendo constituídas por duas fases: uma cristalina circundada por uma fase vítrea. Esta fase vítrea é composta por uma cadeia básica de óxido de silício (SiO_4). A proporção Si:O está relacionada com a viscosidade e expansão térmica da porcelana e é responsável pela translucidez do material (Conceição, 2005).

A fase cristalina é responsável por conferir as propriedades mecânicas. Em conjunto as duas fases são responsáveis por conferir propriedades como a fusibilidade, moldabilidade, injetabilidade, cor, opacidade, translucidez, resistência à abrasão, resistência mecânica e tenacidade à fratura (Conceição, 2005; McLaren, 1998).

Por serem um dos materiais mais duros utilizados em odontologia, mais duros inclusive que o esmalte dentário, as cerâmicas odontológicas são

resistentes à degradação na cavidade bucal e são biologicamente compatíveis, oferecendo uma resistência considerável à abrasão.

A resistência da porcelana depende da ausência de pequenas fissuras ou trincas. De acordo com a teoria de propagação de trincas, quando sujeitas a tensão, as trincas e fissuras tem tendência a abrir e ocorre sua propagação instável, o que conseqüentemente, caracteriza o material como frágil e menos resistente à tensão de tração. A microestrutura das porcelanas, especificamente a forma, o tamanho, a quantidade e a distribuição estrutural dos elementos, afeta significativamente as suas propriedades físicas, dependendo das condições de sinterização de cada fase da cerâmica. Características que irão ditar propriedades como coeficiente de expansão térmica (CET), valores de resistência mecânica, solubilidade química, transparência e aparência. As cerâmicas dentárias possuem propriedades que em tudo se assemelham às dos dentes naturais, tais como, biocompatibilidade, durabilidade, natureza refratária, inércia química, friabilidade e baixa resistência à tração. Para compensar os pontos fracos da cerâmica, muitas vezes, este material é unido ao metal (Bona, Anusavice, 2002).

Com o aperfeiçoamento do material, novos componentes foram adicionados à porcelana convencional para melhorar as suas propriedades mecânicas. Estas alterações permitiram que as porcelanas dispensassem da associação ao metal, dando origem às próteses metal-free (McLaren, 1998). Surgiram então as cerâmicas reforçadas, que se caracterizam, basicamente, por possuírem uma maior quantidade de fase cristalina em relação à cerâmica feldspática convencional. Diversos cerâmicos cristalinos têm sido empregados, tais como, a alumina, a leucita, o dissilicato de lítio e a zircônia, que atuam ao bloquear a propagação de trincas quando a cerâmica é submetida a tensões de tração, aumentando assim a resistência à propagação de trinca do material (Conceição, 2005; Natali, 2003). Contudo, estas restaurações totalmente cerâmicas, apesar de serem ideais para dentes anteriores devido às propriedades

estéticas, não possuem resistência mecânica suficiente para os dentes posteriores (Noort, 2007). Atualmente, as cerâmicas dentárias são definidas de acordo com a sua fase cristalina, encontrando-se divididas em: feldspática, reforçada com leucita, aluminizada, infiltrada por vidro, cerâmica vítrea e zircônia (Bona, Anusavice, 2002).

2.2.2.1 Cerâmica Feldspática

Esta porcelana é composta por feldspato de potássio ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$), juntamente com pequenas quantidades de quartzo (SiO_2), por isso definida como um vidro. Em altas temperaturas o feldspato decompõe-se numa fase vítrea com estrutura amorfa e numa fase cristalina constituída por leucita ($KAlSi_3O_8$ ou $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$). Podendo ser classificada de acordo com a temperatura de fusão. Dentre as aplicações desta cerâmica pode-se citar a confecção de coroas de diversos tipos (camada de opaco, dentina gengival, corpo de dentina, esmalte incisal), restaurações metalo-cerâmicas, assim como, totalmente cerâmicas com baixo conteúdo de leucita (Anusavice, 1996).

As cerâmicas feldspáticas foram as pioneiras a serem confeccionadas em alta fusão, onde na associação com metal constituíam as coroas metalocerâmicas. Com ótima qualidade estética, as coroas puras de porcelanas feldspáticas foram utilizadas por longa data, entretanto, sua baixa resistência à flexão limitou sua indicação apenas para coroas unitárias anteriores, em situações de pequena tensão oclusal. Já para suportar a força mastigatória natural e outras condições intraorais requer-se suporte por parte de uma infraestrutura com uma liga metálica ou em cerâmica de alta resistência, sendo assim, as cerâmicas feldspáticas puras são utilizadas principalmente para a

confecção de inlays, onlays e laminados, que são reconstruções parciais de um dente de forma estética (Costa, 2015).

2.3 Interface

Apesar de ambos serem materiais cerâmicos, a zircônia e as cerâmicas de cobertura apresentam diferenças nas suas propriedades químicas, microestruturais e mecânicas, tais como resistência à fratura, tenacidade, módulo de elasticidade e coeficiente de expansão térmica (CET), que podem gerar incompatibilidade dos sistemas totalmente cerâmicos, sendo essa uma das possíveis causas de falha.

As maiores taxas de desgaste e delaminação de porcelana observadas em próteses com infraestruturas de zircônia (IZ) são devidos ao desenvolvimento de tensões residuais de tração (Baldassari et al., 2012; Swain, 2009) e à baixa resistência à fratura interfacial de IZ em relação à MC (Göstemeyer et al., 2010; Suansuwan, Swain, 1999). A tensão residual térmica ocorre durante o tratamento térmico devido ao desajuste no coeficiente de expansão térmica (CET) entre o revestimento e o núcleo, bem como as baixas difusividades térmicas que caracterizam a maioria das cerâmicas. Deve-se notar que qualquer falha da coroa ou Prótese Parcial Fixa (PPF), além do desbaste da borda, deve envolver uma trinca que chega à interface entre o revestimento e o núcleo. Isso foi demonstrado em um estudo *in vitro* sobre a fadiga das restaurações de Prótese Fixa de Zircônia (PFZ) (Baldassari et al., 2011). Portanto, avaliar e melhorar a resistência interfacial é um aspecto importante da definição e do projeto do material.

Benetti (2012) em seu estudo submeteu os espécimes a um resfriamento lento e a um resfriamento rápido, ambos os grupos foram submetidos à análise e observou-se que a tensão transitória no momento do resfriamento rápido tem magnitude suficiente para originar trincas ao redor do defeito na porcelana.

Já Göstemeyer et al. (2010), com as limitações de seu estudo, concluíram que a força de ligação entre a infraestrutura em zircônia e a cerâmica de cobertura é reduzida pelo uso de uma taxa de resfriamento lento.

A maioria dos fabricantes recomenda uma taxa de resfriamento relativamente baixa devido aos efeitos deletérios das taxas de resfriamento rápidas nas cerâmicas com baixa difusidade térmica. Contudo um resfriamento extremamente lento pode causar tensões adicionais na porcelana (Tanaka, 2015).

2.4 Modos de Falhas

A falha de materiais é um evento indesejável por várias razões, nos casos de prótese inclui-se as perdas econômicas, desconforto e problemas funcionais e estéticos. Embora as causas das falhas e o comportamento dos materiais sejam conhecidos, a prevenção de falhas é difícil de ser garantida.

Esta seção tratará das particularidades que cada superfície de fratura apresenta no processo de falha, ou seja, os padrões de fratura mais comuns encontrados em materiais cerâmicos.

2.4.1 Fundamentos da Fratura

A fratura consiste na separação de um corpo em duas ou mais partes em resposta à imposição de uma tensão estática (isto é, que é constante ou que varia lentamente ao longo do tempo) e em temperaturas que são baixas em relação à temperatura de fusão do material. Além disso a fratura pode ocorrer ocasionada pela fadiga (quando o material é submetido a tensões cíclicas) (Callister et al., 2012).

Sabe-se que as tensões aplicadas variam podendo ser de tração, compressão, cisalhamento ou torção (ou até mesmo combinações dessas), sendo necessário avaliar qual desses tipos de tensão são mais presentes.

Há possibilidade de dois modos de fratura: dúctil e frágil. Essa classificação é baseada na habilidade que um material tem de apresentar deformação plástica. Os materiais dúcteis se caracterizam por exibir uma deformação plástica substancial com grande absorção de energia antes da fratura. Já os materiais frágeis apresentam pouca ou nenhuma deformação plástica e baixa absorção de energia.

Qualquer processo de fratura envolve duas etapas em resposta à tensão imposta: formação e propagação de trincas. O tipo de fratura depende do mecanismo de propagação da trinca. Na fratura frágil, as trincas se propagam de forma extremamente rápida com pouquíssima deformação plástica. Nessas fraturas, a trinca pode ser considerada instável, e a propagação da trinca, depois de iniciada, continuará espontaneamente sem aumento da tensão aplicada. Essa característica conferida às cerâmicas faz com que a fratura frágil ocorra repentina e catastroficamente, sem nenhum aviso prévio.

Na fratura frágil a direção de propagação da trinca é aproximadamente perpendicular à direção da tensão aplicada e produz uma superfície

relativamente plana. Essa superfície apresenta seus padrões característicos ausentes de quaisquer sinais de deformação plástica generalizada (Callister et al., 2012).

2.4.2 Tenacidade à Fratura

É uma propriedade que mede a resistência de um material frágil quando uma trinca está presente. O fator intensidade de tensão (K) relaciona o campo de tensões próximo a uma trinca aguda, ou seja, de raio tendendo a zero. K é dependente da geometria do entalhe, da carga aplicada e do comprimento da trinca. Esta é uma das abordagens da mecânica da fratura, podendo também ser pelo critério energético proposto por Griffith (Pastoukhov, Voorwald, 1995).

O desenvolvimento de K tem sua importância no desenvolvimento e projeto de materiais, pois prediz o comportamento da trinca ou defeito microscópico sob carregamento remoto. Na iminência de propagação da trinca, a carga e o tamanho da trinca são definidos como críticos e K_c é uma propriedade do material chamado de tenacidade à fratura (Newman, Raju, 1991). Dessa forma, K_c e a tensão se relacionam de acordo com a Equação (1).

$$K_c = Y\sigma\sqrt{\pi a} \quad (1)$$

O Y é um fator adimensional que depende do tamanho da trinca, da geometria do corpo de prova e de como o carregamento atua sobre a trinca.

A utilização de K_c para projetos é interessante visto que é uma propriedade do material e depende praticamente da espessura da placa que contém a trinca (Frediani, 1981). O fator intensidade de tensão, portanto, indica o estado de

tensão na ponta da trinca, e a tensão normal pode ser determinada pela Equação (2). Em que σ_{yy} indica a abertura da trinca e r é a distância da ponta da trinca (Chandran, 2017).

$$\sigma_{yy} = \frac{K}{\sqrt{2\pi r}} \quad (2)$$

Como K tem influência da geometria, é necessário corrigi-lo com o fator de correção Y , mais conhecido como uma função $F(a/W, a/t)$ que depende da largura ou espessura em relação a trinca. Para a correção da largura finita, é interpretado que é necessária aplicação de carregamento adicional para propagação da trinca, levando a um fator de correção maior que 1 (Chandran, 2017).

2.4.3 Padrões de Fratura em Cerâmicos

Para interpretação da ação de combinada de carregamentos, é necessário o conhecimento dos padrões de falha no material. Esta seção abordará os casos clássicos de falhas em materiais tipicamente frágeis.

Wake hackles são marcas que se estendem a partir de uma irregularidade na frente da trinca na direção de trinca. Os recobrimentos de porcelana para restaurações em cerâmica pura e metalocerâmicas têm certa quantidade de poros introduzidos pela técnica de lixívia em pó / água na própria fabricação.

Quando uma trinca que se propaga e encontra uma singularidade inelástica, como os poros em porcelana, a frente da trinca pode dividir-se no objeto e seguir em duas direções. À medida que as duas frentes passam pelo

obstáculo, elas estão freqüentemente em planos ligeiramente diferentes e criam uma "cauda" entre elas. A cauda pode desaparecer rapidamente ou persistir por longas distâncias. A trinca local da mesma forma que a cauda desaparece e o lado da singularidade do *wake hackle* é o lado de origem desta fratura.

Twist hackles são formados quando o campo de tensão muda. As cerâmicas de revestimento são reforçadas com cristais, que possuem partículas e aglomerados grosseiros. A trinca passa por essas partículas e aglomerados grosseiros com rotação local no eixo da tensão principal, de modo que são geradas os *twist hackles* durante a propagação das trincas. Quando o eixo da tensão principal está inclinado, a trinca não consegue rotacionar imediatamente, de modo que ele se rompe em segmentos pequenos e desconectados e deixa o "degrau", que é a torção entre diferentes segmentos. Normalmente, a propagação da trinca está na direção de *hackles* finos para os grosseiros e o lado com *hackles* finos é o lado da origem da fratura. (Pang et al., 2015)

Arrestlines são formados quando uma trinca altera ligeiramente a direção da propagação. Durante a propagação de trincas nas restaurações dentárias, os grãos grosseiros fazem a trinca parar momentaneamente para redirecionar o caminho da propagação da trinca. Quando a trinca tem esse comportamento, o perfil da frente da trinca torna-se evidente na forma de “linhas de obstrução da trinca” (*Arrestlines*). A origem da fratura seria normalmente no lado côncavo de uma linha de obstrução, e a direção convexa é a direção da propagação da trinca. Esses padrões de fratura ajudarão não só a determinações de propagação de trincas, mas também a rastrear as origens da fratura (Pang et al., 2015).

3 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho tem o objetivo de determinar a tensão de lascamento da porcelana de cobertura em próteses livres de metais de casos clínicos apresentados na literatura.

Como objetivo secundário:

- Definir uma metodologia para se avaliar cargas atuantes em próteses fixas em casos clínicos e laboratoriais.

4 MATERIAL E MÉTODOS

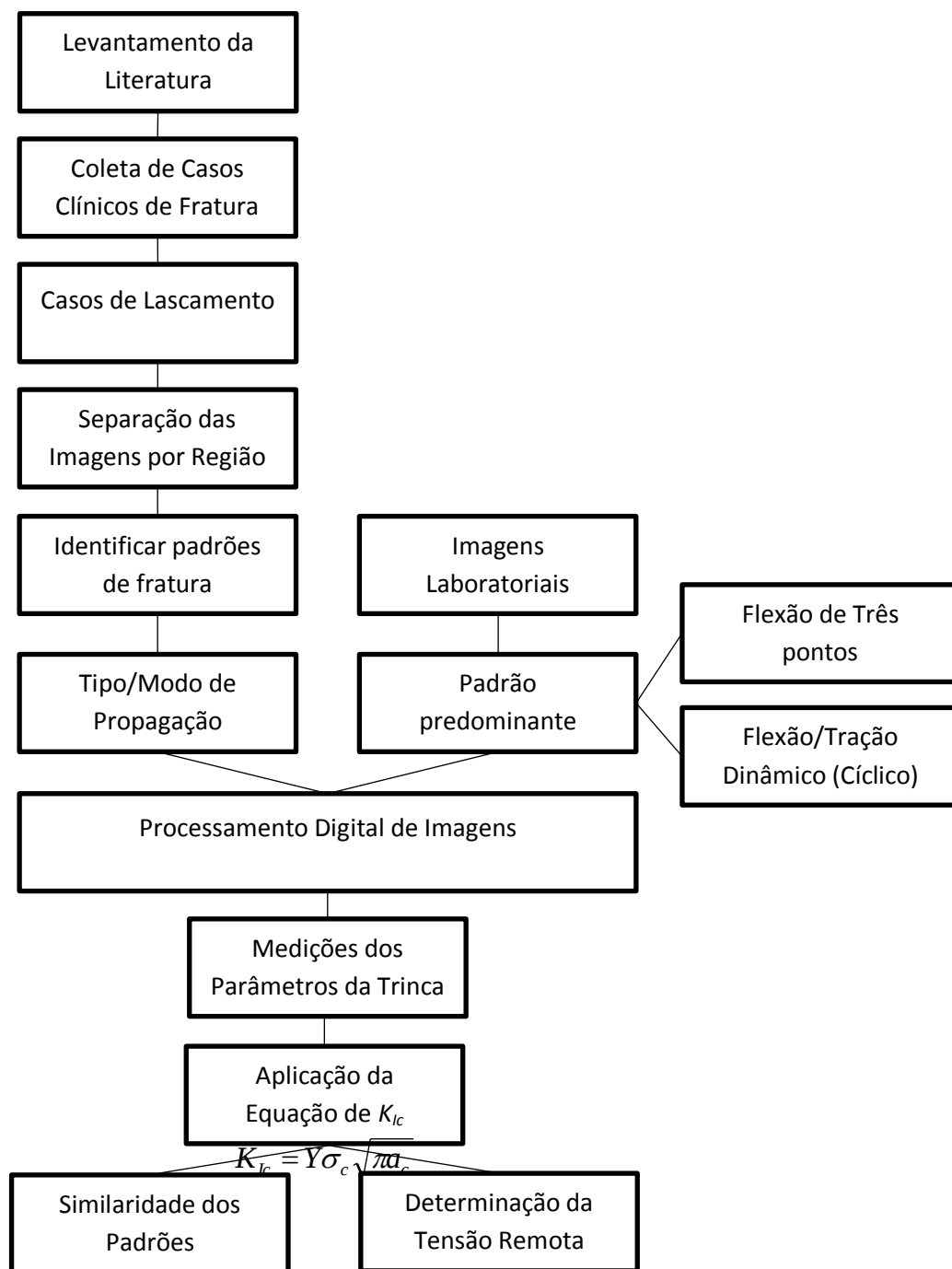
No Fluxograma, Figura 1, é apresentado a sequência realizada para elaboração do presente trabalho, que vai desde o levantamento bibliográfico até a determinação da causa da falha.

Primeiramente foi realizado o levantamento da literatura, em que pôde-se constatar a relevância do assunto, sendo já reportado anteriormente a falha em coroa de cerâmica pura. Após constatado essa relevância foi coletado diversos relatos de casos clínicos de fratura, onde avaliou-se a presença de casos em que houve lascamento.

Desses casos clínicos, foram obtidas imagens e separadas de acordo com a região no arco dentário para padronização, em geral elementos que correspondem a região posterior. Em seguida foram identificados os padrões de fratura dos casos e das imagens, com isso, avaliado o modo de propagação das fraturas nesses casos. Concomitantemente, imagens de fratura de ensaios laboratoriais, foram também avaliados os padrões de fratura e comparados com os casos clínicos para estabelecer o padrão predominante, nos ensaios de flexão de três pontos e flexão/tração dinâmico (cíclico).

Em seguida, foi realizado o processamento digital das imagens, para uma avaliação mais criteriosa dos aspectos da fratura. A partir dessa avaliação, adotou-se uma sistemática para medir os parâmetros da trinca superficial. Esta sistemática consistiu em determinar a origem, em seguida na origem, localizar a trinca superficial (a mesma deve estar no plano) e nessa trinca foi medido os parâmetros, por meio do software de domínio público *ImageJ*. As medidas foram substituídas na equação da mecânica da fratura para determinação da tensão remota e observar se houve similaridade dos padrões.

Figura 1 - Fluxograma do trabalho



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1 Levantamento dos casos clínicos da Literatura

Para execução do presente trabalho a partir de dados da literatura, foram realizadas pesquisas de artigos de política editorial seletiva dos últimos 15 anos por meio das bases de dados *Pubmed*, *Google Scholar* e *Science Direct*, sobre o assunto; utilizando como descritores tanto inglês quanto português: Zircônia, Porcelana de Cobertura, Lascamento, Prótese Parcial Fixa. Sendo selecionados para essa revisão os que obtiveram melhor abordagem de acordo com avaliação do título, resumo e conclusão. Com ênfase às possíveis causas de falhas nas restaurações zircônia-porcelana e nos diferentes testes realizados para avaliação.

Foi realizada uma avaliação criteriosa das palavras-chave a serem utilizadas, sendo utilizadas as que geraram mais resultados, de acordo com a linha de pesquisa. As palavras-chave foram utilizadas tanto individualmente quanto em combinações.

Um ponto negativo a ser relatado foi a dificuldade em encontrar artigos clínicos que atendessem aos critérios da pesquisa. Embora a busca retornasse uma grande quantidade de artigos relacionados ao assunto, quando estes foram selecionados para o interesse da pesquisa, muitos foram excluídos. Pois, as imagens não possibilitariam uma análise detalhada da fratura, da região de coroas fraturadas clinicamente. Devido a essa dificuldade uma pequena quantidade de casos foi selecionada.

A partir disso, os artigos foram lidos e selecionados de acordo com a organização que se segue: o ano de publicação do artigo; a infraestrutura dentária utilizada; a cerâmica de cobertura; a região bucal (posterior ou anterior); a quantidade de elementos da prótese (múltipla ou unitária); periodonto (saudável ou não); bruxismo (presença ou ausência); o preparo do remanescente dentário; informação laboratorial de confecção; e tempo para

ocorrer a fratura.

Todos estes itens foram organizados na forma de quadro para facilitar a compreensão das diferenças e similaridades entre um e outro.

4.2 Imagens

Com os artigos selecionados, foram investigadas as imagens apresentadas nos artigos e imagens laboratoriais cedidas para identificação dos modos de falha. As imagens foram posteriormente tratadas no software *Image J* 1.49v, de domínio público. Com a ferramenta, foram obtidas informações com relação ao processo de falha e as condições em que elas ocorreram.

A partir disso, os resultados dos testes *in-situ* nos diferentes estudos foram avaliados de acordo com o processo de investigação. A análise buscou características comuns, diferenças e particularidades, a fim de obter resultados para identificação das causas de falha, que sejam de valia para a comunidade.

Após analisadas as imagens, pôde-se encontrar as origens das falhas. A partir disso, adotou-se uma sistemática para medir os parâmetros da trinca superficial. Com a adoção da sistemática, a trinca foi medida através do *ImageJ*: onde se obteve a profundidade da trinca de superfície (a), o comprimento da trinca de superfície (c) e a espessura do material (t). Essas medidas padronizadas, em milímetros, foram substituídas na equação (apresentada na Sessão 4.3) para determinação da tensão remota e observar se houve similaridade dos padrões (clínicos e laboratoriais).

Sabe-se que nos últimos anos, programas e softwares de análise digital de imagens foram inseridos no mercado, contudo o *ImageJ* foi um dos pioneiros nesse ramo, sendo amplamente utilizado. Este software permite a edição de

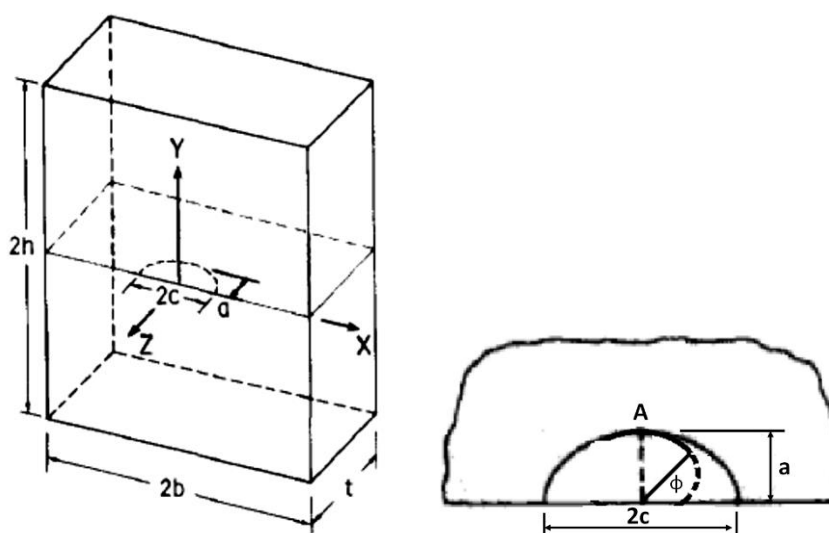
imagens, possibilitando alteração de cor, contraste, quantificação, cortes, ampliações, dentre inúmeras possibilidades, que facilitam o estudo e produz dados confiáveis para análise e discussões.

4.3 Determinação da Tensão Remota

O método para determinação da tensão remota aplicada em próteses cerâmicas se baseou na relação de K_c com tamanho do defeito (comprimento crítico- a), Eq. (1) apresentada na revisão da literatura, tensão remota aplicada (σ) e o fator geométrico (Y) (Scherrer et al., 1999).

Para o cálculo da função Y é necessário avaliar a relação das dimensões do componente (Figura 2) em relação ao tamanho da trinca.

Figura 2 – Dimensões da trinca em relação ao componente



Fonte: Newman e Raju, 1981.

O ângulo ϕ está relacionado a forma elíptica da trinca que mais se ajusta a forma da trinca.

Uma forma mais completa da Equação (1) é apresentada na Equação (3), a qual leva em consideração um fator de correção empírico da trinca Q e a forma da tensão composta de tração (σ_t) e flexão (σ_f), este corrigido pelo fator H de correção.

$$K_c = Y(\sigma_t + H\sigma_f) \sqrt{\pi \frac{a}{Q}} \quad (3)$$

A análise das tensões remotas aplicadas auxilia na adoção da tensão composta ou na forma simples.

Uma aproximação útil para Q desenvolvida por Raweé apresentada na Equação (4)

$$Q = 1 + 1.464 \left(\frac{a}{c}\right)^{1.65} \left(\frac{a}{c} \leq 1\right) \quad (4)$$

A função Y é obtida a partir de um procedimento sistemático de ajuste de dados experimentais utilizando polinômios mais adequados de funções a/c , a/t e funções angulares definido como ângulo paramétrico da elipse. A escolha das funções normalmente é baseada na análise apropriada das condições de carregamento. A função Y é definida como indicada na Equação (5).

$$Y = \left[M_1 + M_2 \left(\frac{a}{t}\right)^2 + M_3 \left(\frac{a}{t}\right)^4 \right] f_\phi g f_w \quad (5)$$

$$M_1 = 1.13 - 0.09 \left(\frac{a}{c}\right) \quad (6)$$

$$M_2 = -0.54 + \frac{0.89}{0.2 + (a/c)} \quad (7)$$

$$M_3 = 0.5 - \frac{1.0}{0.65 + (a/c)} + 14 \left(1.0 - \frac{a}{c}\right)^{24} \quad (8)$$

$$g = 1 + \left[0.1 + 0.35 \left(\frac{a}{t}\right)^2\right] (1 - \sin \phi)^2 \quad (9)$$

$$f_\phi = \left[\left(\frac{a}{c}\right)^2 \cos^2 \phi + \sin^2 \phi\right]^{1/4} \quad (10)$$

$$f_w = \left[\sec\left(\frac{\pi c}{2b} \sqrt{\frac{a}{t}}\right)\right]^{1/2} \quad (11)$$

A função H também é desenvolvida por ajuste de curva e de acordo com as relações de carregamento e está demonstrada nas equações a seguir.

$$H = H_1 + (H_2 - H_1) \sin^p \phi \quad (12)$$

$$p = 0.2 + \frac{a}{c} + 0.6 \frac{a}{t} \quad (13)$$

$$H_1 = 1 - 0.34 \frac{a}{t} - 0.11 \frac{a}{c} \left(\frac{a}{t}\right) \quad (14)$$

$$H_2 = 1 + G_1 \left(\frac{a}{t}\right) + G_2 \left(\frac{a}{t}\right)^2 \quad (15)$$

$$G_1 = -1.22 - 0.12 \frac{a}{c} \quad (16)$$

$$G_2 = 0.55 - 1.05 \left(\frac{a}{c}\right)^{0.75} + 0.47 \left(\frac{a}{c}\right)^{1.5} \quad (17)$$

Analisando-se as equações anteriores, pode-se escrever de modo mais compacto com $\phi=90^\circ$ e $\varphi=0^\circ$ obtendo-se as equações de Y_{90° e $Y_{0^\circ \text{superfície}}$ de acordo com as Equações (18) e (19).

$$Y_{90^\circ} = \frac{M}{\sqrt{Q}} H_2 \sqrt{\pi} \quad (18)$$

$$Y_{0^\circ \text{superfície}} = S \frac{M}{\sqrt{Q}} H_1 \sqrt{\pi} \quad (19)$$

5 RESULTADOS

5.1 Relato dos Casos Clínicos

Nesta seção serão descritas as características dos materiais fraturados e o contexto em que ocorreram para que se possa interpretar o valor obtido da tensão remota.

Caso 1:

Zhen Pang et al. (2015) realizaram um estudo clínico com 12 próteses com infraestrutura de zircônia e 6 metálicas, resultando em fraturas de um ensaio clínico randomizado (ECR).

Nesse estudo foram analisados casos de 59 pacientes (27 mulheres e 32 homens) que precisavam de pelo menos uma prótese parcial fixa (PPF), em região posterior. Todas as próteses de regiões posteriores de 3 a 5 elementos foram incluídas. Os pacientes são periodontalmente saudáveis e sem presença de bruxismo. Sendo realizado o preparo convencional dos dentes pilares (zircônia e metálico).

A estrutura de zircônia e metal foram de blocos pré fabricados (Cercon base 30 ou 38, Dentsply,PA, USA) e ligas de ouro (Degudent U, DeguDent, Hanau-Wolfgang, Germany). A porcelana de recobrimento foi especialmente concebida para ambas as estruturas (cerâmica de revestimento para zircônia: Cercon Ceram S, Ceramco, NH, EUA, cerâmica de revestimento para metal: Duceram Plus, Degudent, Hanau-Wolfgang, Alemanha). O protocolo de aquecimento da porcelana foi realizado segundo recomendações do fabricante. Tanto sob a zircônia quanto sob metal, foram submetidos ao protocolo de resfriamento chamado rápido, onde o forno foi desligado após o tempo de

tratamento térmico à temperatura elevada. A porta do forno foi então aberta e a PPF foi deixada esfriar.

O período para a fratura foi de aproximadamente 3 meses. Após fraturadas as próteses que exibiram lascamento da cobertura foram, submetidas a desinfecção com álcool. Em seguida foram realizadas duas moldagens: a primeira moldagem foi a limpeza da superfície. O segundo molde de impressão foi utilizado para obter o modelo de resina epóxi (EpoFix, Struers, Birmensdorf, Suíça) para estudos fractográficos. O epóxi foi vertido pelo menos 1 h depois de tomar o molde de impressão.

Em seguida foi realizado o preparo da amostra, onde todas as réplicas foram primeiramente limpas usando água destilada em um banho ultrassônico (estado sólido / ultrassons T-14B, L & R, NJ, EUA). Após a limpeza, as réplicas foram revestidas de ouro pelo revestidor de pulverização catódica (K650, Emitech, MA, EUA).

As amostras foram inspecionadas por estereomicroscópio para determinar diferentes tipos de fratura (desbaste, delaminação ou fratura em massa). Então, para elucidar a origem da fratura e o caminho da propagação de trincas, utilizou-se um microscópio eletrônico de varredura (S-3500N, Hitachi, Tóquio, Japão) para inspecionar as superfícies de fratura.

As origens das fraturas foram localizadas por análise de padrão de fratura. Determinaram-se as origens da fratura ao reconhecer os padrões de fratura característicos na superfície da fratura e rastreando os locais de iniciação da fratura. Os três padrões de fratura que se seguiram foram amplamente utilizados na análise descritiva fractográfica de réplicas de restaurações dentárias fraturadas, incluindo *wakehackles*, *twist hackles* e *arrestlines*.

Caso 2:

Scherrer et al. (2005) apresentaram casos de fratura de próteses, dentre

eles dois casos clínicos de próteses totalmente cerâmicas, disponibilizado por um clínico (o primeiro autor). Nesses casos, quando as próteses originais com falha não puderam ser recuperadas, foram feitas réplicas da superfície fraturada de coroas de cerâmica usando um material de impressão de siloxano (Aquasil ULV, DentsplyDeTrey). As impressões foram vertidas com resina epoxi (EpofixResin, Struers) e ouro revestido para digitalização e análise de microscopia eletrônica de varredura (MEV).

As réplicas e próteses foram limpas por ultrassom durante 5 minutos em uma solução de etanol a 35% antes do revestimento de ouro, por pulverização para observações no MEV. As ampliações variaram de 10 a 10.000 vezes dependendo do que iria ser investigado.

Um dos casos foi sobre uma coroa fraturada Procera recuperada que falhou após 1 ano de função intraoral (a qual conseguiu-se obter a coroa original). O núcleo de cerâmica de alumina rugosa foi coberto por uma porcelana de revestimento vítreo. O processo de manufatura foi a pressão isostática a frio e sinterizada.

Em outro caso não se conseguiu obter a coroa original e fez-se uma réplica da superfície de fratura de uma porcelana de revestimento. Sendo a coroa de um pré-molar em Max-In-Ceram, a fratura ocorreu após 9 meses de função intraoral. O processo de manufatura utilizado foi o *slipcast*.

Caso 3:

Øilo et al. (2014) coletaram e analisaram 27 restaurações totalmente cerâmicas de um único dente. O material foi disponibilizado por dentistas, após incentivados em seminários e palestras a doar as restaurações fraturadas para investigações. Infelizmente, informações sobre materiais usados no núcleo, no revestimento e cimento estavam incompletas. As coroas foram limpas com EDTA e em seguida colocada em água destilada em ultrassom por 5 minutos.

As análises foram realizadas em um microscópio óptico (Leica DM IRM; Leica, Wetzlar, Alemanha) com um aumento gradual da ampliação.

As superfícies de fratura de cada restauração foram documentadas com imagens de características fractográficas. As imagens foram montadas em mapas fractográficos para determinar a propagação de trincas através da coroa. O ponto de nucleação e a propagação de trincas foram determinados utilizando métodos fractográficos. Em cada coroa, buscou-se por *wakehackles* e outras características fractográficas tanto na porcelana de recobrimento e quanto na infraestrutura. A propagação de trincas foi determinada de acordo com a direção dos padrões de fratura. Em casos de múltiplos caminhos de trinca, como danos de contato e lascamentos, a direção do *hackle* foi usada para determinar as fraturas primárias e secundárias de acordo com os métodos fractográficos padrão. Foram observados defeitos na origem da fratura em muitos dos espécimes. Como não foi possível determinar, por microscopia óptica, se os defeitos foram a causa ou o resultado da fratura, os defeitos não foram incluídos nas análises.

As análises foram realizadas duas vezes por três observadores. Dois dos observadores trabalharam em conjunto durante a interpretação das fraturas. Em casos de discrepância, os três observadores realizaram uma análise final em conjunto.

Caso 4:

Scherrer et al.(2008) realizaram outro estudo sobre uma coroa pré-molar superior Procera®AllCeram (Nobel Biocare, Suécia) fraturada através da sua espessura total após 4 anos de função intraoral. O paciente lembrou-se de morder algo "difícil" e recuperou-se a metade quebrada da coroa, a qual foi usada para documentação e análise.

O Procera®AllCeram usa um sistema assistido por computador para o

projeto e fabricação do núcleo, que é feito de 99,9% em volume de alumina e recobertos com uma porcelana à base de alumina.

O primeiro exame da peça de coroa de Procera AllCeram quebrada foi realizado usando um estereomicroscópio (Wild M3Z, Heerbrugg, Suíça). A análise começou pela margem da peça, movendo-se para cima em direção à seção oclusal e terminando na outra extremidade da coroa, fotografando todas as características reconhecíveis dentro do caminho estabelecido.

As ampliações do estereomicroscópio variaram de 10 a 200 vezes dependendo do tamanho das marcas características detectadas, enquanto alterava constantemente o ângulo de iluminação para uma melhor visualização das características da trinca. Um mapeamento preliminar das características observadas foi então esboçado, indicando áreas de interesse para um exame posterior sob o MEV.

Depois de garantir o estado de conservação inicial "como recebido" da parte da coroa fraturada com imagens digitais, a peça de coroa quebrada foi limpa em um banho de álcool ultrassônico por 10 minutos. O espécime foi então revestido de ouro para a análise no MEV e a mesma sequência de análise empregada no estereomicroscópio foi realizada, mas usando ampliação de até 4000× para maior definição das características de trinca nas áreas de interesse previamente selecionadas. Com base nas investigações, um mapa final foi então criado em uma visão geral do componente fraturado, indicando a direção geral de propagação de trincas, a área onde a trinca se originou e a sequência de eventos de trinca, permitindo discussões adicionais sobre os possíveis motivos de falha.

Caso 5:

Belli et al. (2014) afirmaram que o lado negativo para as construções dentárias baseadas em zircônia foi reconhecido pela primeira vez em 2006-2007,

quando os resultados dos primeiros ensaios clínicos indicaram a alta incidência de fratura, acentuada na cerâmica de recobrimento com vida de apenas alguns meses.

Sobre isso, realizou-se um estudo de uma prótese que fraturou 32 meses depois da instalação (Molar Superior). Consultando o laboratório de fabricação, os arquivos revelaram que o material do núcleo era um ZrO_2 (3Y-TZP) usinado em um estado pré-estabelecido de um Disco Kavo ZS (Kavo, Biberach, Alemanha) com um CET de 10,5 ppm/ °C. A cerâmica de revestimento baseado em leucita (CreationZi-CT, WilliGeller, Meiningen, Áustria) com um CET de 8,6 ppm / °C, e aplicado usando a técnica de camada a camada. Não sendo utilizado nenhum protocolo especial de resfriamento lento durante a etapa de sinterização final.

Na consulta com o dentista, os dentes foram limpos com pulverização de ar-água, secos e uma impressão foi tirada do hemi-arco com material de vinil siloxano de apoly (Panasil, Kettenbach, Alemanha). A impressão foi vertida com um material de poliuretano de alta precisão (AlphaDieTop, Schu¨tz Dental, Alemanha) para a produção de réplicas. Após 24h as réplicas foram analisadas sob um microscópio estéreo (STEMISV6, Zeiss, Alemanha), revestidos por pulverização e observados em um microscópio eletrônico de varredura (MEV) (LeitzISISR50, Akashi, Japão).

Caso 6:

Em Schmitt et al.(2011), após exame clínico e radiográfico de diversos pacientes, dentre os quais foram selecionados aleatoriamente, sendo 15 pacientes (5 mulheres e 10 homens) entre as idades de 29 e 73 anos (média 50,1 anos)- que precisavam de PPF posterior de 3 ou 4 unidades (distal do primeiro pré-molar). Os dentes pilares tinham que ser vitais ou terem sido tratados endodonticamente e sem problemas apicais nos últimos 6 meses. Cada

tratamento foi realizado por um dos dois clínicos experientes de acordo com protocolos estabelecidos para restaurações de PPF, com núcleos quando necessário.

Após a fabricação de um elenco principal e digitalização da superfície, um quadro anatômico personalizado foi projetado e fabricado por meio de tecnologia virtual, para garantir espessura uniforme do material de revestimento (lava frame Zircônia, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha). Todos os revestimentos foram realizados por um único técnico dentário de acordo com os protocolos e recomendações do fabricante, com a cerâmica feldspática correspondente (Lava Ceram, 3M ESPE). Todas as restaurações foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem, 3M ESPE).

Dois dentistas não envolvidos acompanharam o caso por 48 meses. Passado esse tempo, as superfícies foram limpas com álcool e secas por jato de ar. Foi obtido um molde com moldeira individual utilizando um silicone para moldagem (Panasilbineticsputty soft e Panasilinitialcontact X-light, Kettenbach, Eschenburg, Germany). Em seguida, conduzida a fabricação das amostras com resina epóxi (Alpha Die top, Schütz dental, Rosbach, Alemanha) e posterior revestimento de ouro para a análise no MEV. As réplicas foram analisadas e classificadas como lisas ou ásperas.

5.2 Quadro dos Casos Clínicos

No Quadro 1 é apresentado uma síntese dos casos relatados na seção 5.1.

Quadro 1 – Síntese dos Casos Clínicos

Autores	Infraestrutura	Cobertura – Região	Quantidade Pacientes	Sexo	Elementos	Preparo	Informação Laboratorial	Tempo para fratura
Zhen Pang et al (2015)	Zircônia	Cercon Ceram S, Ceramco, NH - Posterior	59	27M /32H	3 a 5 elementos	Convencional	Resfriamento Rápido	3 meses
Susanne S Scherrer et al (2005)	Alumina	Procera AllCeram - Posterior	1	NI	Unitário	Não Inf	Pressão isostática a frio e sinterizada	1 ano
Susanne S Scherrer et al (2005)	Alumina	In-Ceram alumina - Posterior	1	NI	Unitário	Não Inf	Slipcast	9 meses
Øilo Met al (2014)	Dissilicato de Lítio	NI	14	NI	Unitário	Não Inf	Não Inf	5 anos
Øilo Met al (2014)	Zircônia	NI	13	NI	Unitário	Não Inf	Não Inf	2,4 Anos
Susanne S. Scherrera et al (2008)	Alumina	Alumina - Posterior	1	NI	Unitário	Convencional	Não Inf	4 anos
Renan Belli et al (2014)	Zircônia	Leucita - Posterior	1	NI	Unitário	Não Inf	Técnica Camada a Camada	32 meses
Johannes Schmitt et al (2011)	Zircônia	Feldspática - Posterior	15	5M/ 10H	3 a 4 elementos	Convencional	Não Inf	Não houve

Fonte: Elaborado pelo autor

As análises subsequentes tratam das fraturas ocorridas e seus respectivos tratamentos digital de imagem, conduzido no software de domínio público *Image J*, com o objetivo de obter o ponto de nucleação e conseqüentemente os parâmetros críticos que culminaram na propagação instável da trinca.

5.3 Análise das Imagens

No caso 1 apresentado anteriormente, a fim de facilitar a leitura, definiu-se as fraturas que se iniciam da oclusal, mas sem expor a infratestrutura. Quando a fratura envolve menos de $\frac{1}{4}$ da cúspide, foi considerada como “*small chipping*”. Quando a fratura for superior a $\frac{1}{4}$ da cúspide, foi considerada como “*large chipping*”. Já as fraturas que se estendem até a interface da porcelana de revestimento e núcleo, designou-se como delaminação.

No lascamento ilustrado na Figura 15 (Anexo A) podem ser observados *Arrestlines* e *Twist Hackles*. A partir da Figura 15 foram extraídos alguns aspectos qualitativos a partir da nucleação da trinca até o desenvolvimento da trinca.

A Figura 15 representa o dente 37 (segundo molar inferior esquerdo), o qual era pilar de uma prótese parcial fixa de quatro unidades. Os padrões de fratura encontrados (*Arrestlines* e *Twist Hackles*) indicam a direção de propagação da trinca e a origem. A origem da fratura foi oclusal, indicando um contato prematuro ou impacto na superfície oclusal como causa. Nenhum material do núcleo foi exposto, caracterizando um lascamento, nesse caso um “*small chipping*”.

A Figura 16 (Anexo A) representa o dente 37 (segundo molar inferior esquerdo), o qual era pilar de uma prótese de 3 unidades. Nesse lascamento pôde-se encontrar *Arrestlines* e *Wake Hackles*, os quais também indicaram a direção de propagação e origem da fratura. Indicando que a origem foi na oclusal se deslocando para o terço cervical. Foi identificada uma alta porosidade, e uma série de *Wake hackles* foi deixada quando a fratura passou por essas irregularidades, sendo crucial para a identificação da direção de propagação. Nenhum material do núcleo foi exposto, contudo mais de $\frac{1}{4}$ da

cúspide foi afetada, caracterizando um “*large chipping*”.

A Figura 17 (Anexo A) representa o dente 36 (primeiro molar inferior esquerdo), o qual era pântico de uma prótese de 4 unidades. Nesse caso foram encontrados *Twist Hackles*, os quais definiram a direção de propagação da fratura. A origem está numa região com dano de contato oclusal significativo. Durante a propagação da fratura, o material do núcleo foi exposto exibindo linhas distintas (*Milling Trace Lines*), marcas características do processo de fresagem CAD/CAM. A partir disso, essas linhas distintas demonstram claramente a delaminação.

No caso 2 em que foi avaliada uma prótese com infraestrutura de alumina, avaliando as imagens pôde-se encontrar *Wake Hackles* (Figura 18, Anexo A). Na coroa do primeiro molar superior a fratura progrediu através do material do núcleo primeiramente, em seguida através da porcelana de revestimento. A direção de propagação deu-se através de uma irregularidade (poro).

Ainda no caso 2, foi avaliada outra coroa com infraestrutura de alumina, sendo encontrados nessa coroa (pré-molar superior) *ArrestLines*, as quais mostraram a direção de propagação. A visão oclusal mostra um desgaste de contato com o dente antagonista, demonstrando que essa coroa falhou ao carregar em contato, sendo a origem oclusal (Figura 19, Anexo A).

O Caso 3 apresentou coroas de dissilicato de lítio e de zircônia. Primeiramente sobre as coroas de dissilicato de lítio, este material dificultou a análise, apresentando superfície de fratura muito tortuosas, devido aos cristais do dissilicato de lítio que camuflam as características das fraturas. Contudo foram encontradas *Arrestlines* no *glaze*, sendo utilizados para confirmar o caminho da fratura.

Sobre as coroas de zircônia, pode-se destacar que houve lascamento da porcelana de cobertura, sendo esse lascamento claramente causado pelo dano no

contato oclusal. Essa fratura catastrófica com exposição do núcleo, começou no próprio material do núcleo na margem cervical.

No caso 4, em que foi apresentada a situação de uma coroa posterior de Alumina que fraturou após 4 anos de uso, foram realizadas imagens de MEV em diversas ampliações e áreas da fratura. Ajustando a luz em ângulos diferentes, várias *arrestlines* e *hackles* tornaram-se claramente visíveis no lascamento. Aumentos ainda maiores no MEV confirmaram a presença dessas características, incluindo *wakehackle* (Figura 20, Anexo A), que são bons indicadores da direção da propagação da fratura. Assim, esta fratura começou na margem mesial e propagou-se 2 mm para cima por dentro da cerâmica de revestimento antes da fratura. Com o auxílio do MEV, a orientação côncava das *arrestlines* (Figura 21, Anexo A) da porcelana de revestimento descascada, bem como a presença de muitos *twist hackles* (Figura 22, Anexo A) emanando das *arrestlines* indicaram que o dano da fratura começou na superfície oclusal da coroa.

As características de fratura deste lascamento oclusal, permaneceram confinadas dentro da espessura porcelana de revestimento sem atingir o núcleo de alumina.

Uma maior ampliação sob o MEV dentro de uma outra área (Figura 23, Anexo A) revelou a presença de *wake* e *twist hackles* confirmando o caminho da fratura saindo na parede distal axial.

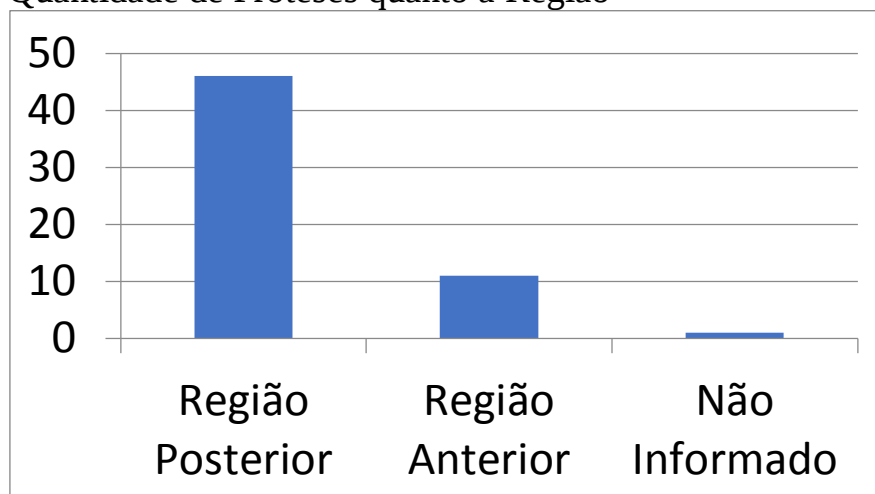
5.4 Avaliação quantitativa dos casos relatados

Quando se inicia a análise estatística dos casos relatados, é muito importante saber a região bucal que está sob análise, pois como já mencionado,

a região onde ocorreu a fratura é de extrema importância, já que a região posterior possui maior carga oclusal, portanto, mais susceptível a danos. Pode-se observar no Figura 3 que dentre os casos avaliados 46 são casos da região posterior (Primeira Coluna), 11 casos de região anterior (segunda coluna), por fim apenas um caso não foi identificado a região do dente. Deve-se levar em consideração que se refere à região posterior os dentes que vão de primeiro pré-molar até terceiro molar. Já a região anterior refere-se aos dentes de canino a canino.

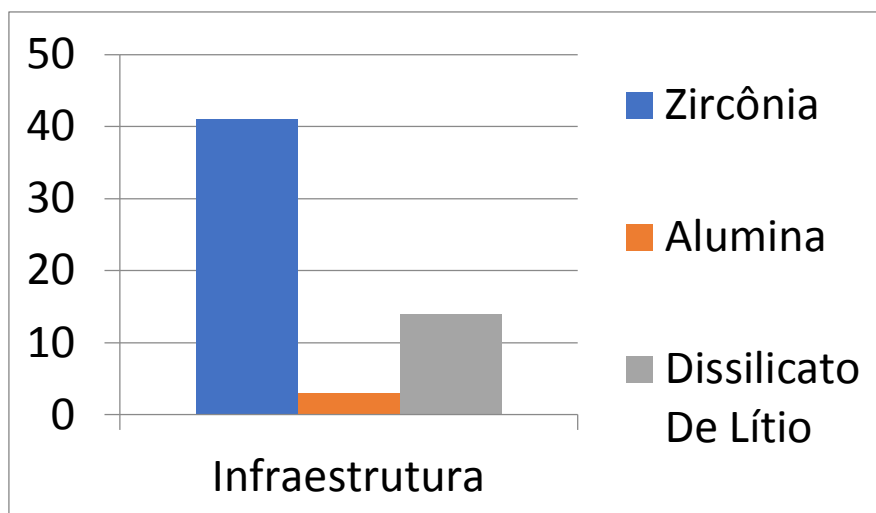
Na sequência avaliou-se a quantidade de prótese quanto ao tipo de infraestrutura (Figura 4). Podendo constatar a presença de 41 próteses com infraestrutura de zircônia (primeira coluna), três com infraestruturas de alumina e 14 com infraestrutura de dissilicato de lítio. Sendo a ênfase dada às infraestruturas de zircônia, que também estão em maior número.

Figura 3 – Quantidade de Próteses quanto a Região



Fonte: Elaborada pelo autor.

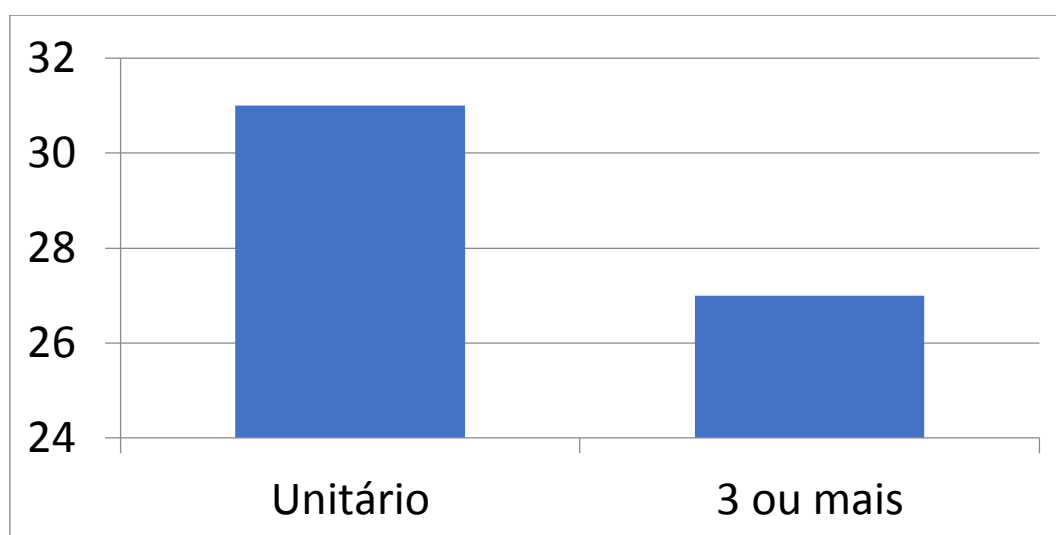
Figura 4 – Quantidade de Próteses quanto ao Tipo de Infraestrutura



Fonte: Elaborada pelo autor.

Observou-se também a quantidade de casos quanto ao número de elementos da prótese (Figura 5). Obtendo 31 coroas (próteses unitárias) representadas pela primeira coluna e 27 próteses parciais fixas com múltiplos elementos.

Figura 5 – Quantidade de casos quanto ao número de elementos da prótese.



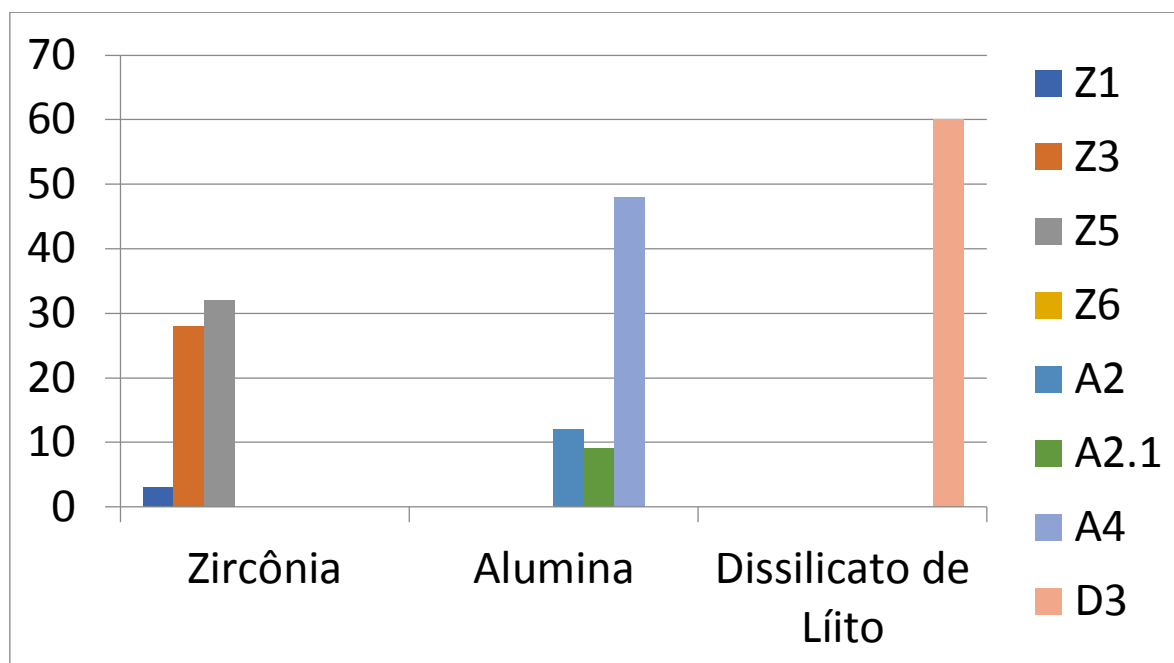
Fonte: Elaborada pelo autor.

Outro ponto muito importante a se observar é a relação entre a infraestrutura e o tempo de fratura (Figura 6). Nos casos de infraestrutura de zircônia pôde-se observar que as próteses do caso 1 (Z1) fraturaram após 3 meses, as próteses do caso 3 (Z3) fraturaram em média após 28 meses, a prótese do caso 5 (Z5) fraturou após 32 meses e as próteses do caso 6 (Z6) não fraturaram.

Quanto a infraestrutura de alumina pôde-se observar na coroa do caso 2 (A2) que esta fraturou 12 meses após instalação, ainda no caso 2 (A2.1) a coroa fraturou após 9 meses e a coroa do caso 4 (A4) fraturou após 48 meses.

De volta ao caso 3, em que houveram relatos de próteses com infraestrutura de dissilicato de lítio (D3) as quais fraturaram em média 60 meses após a instalação.

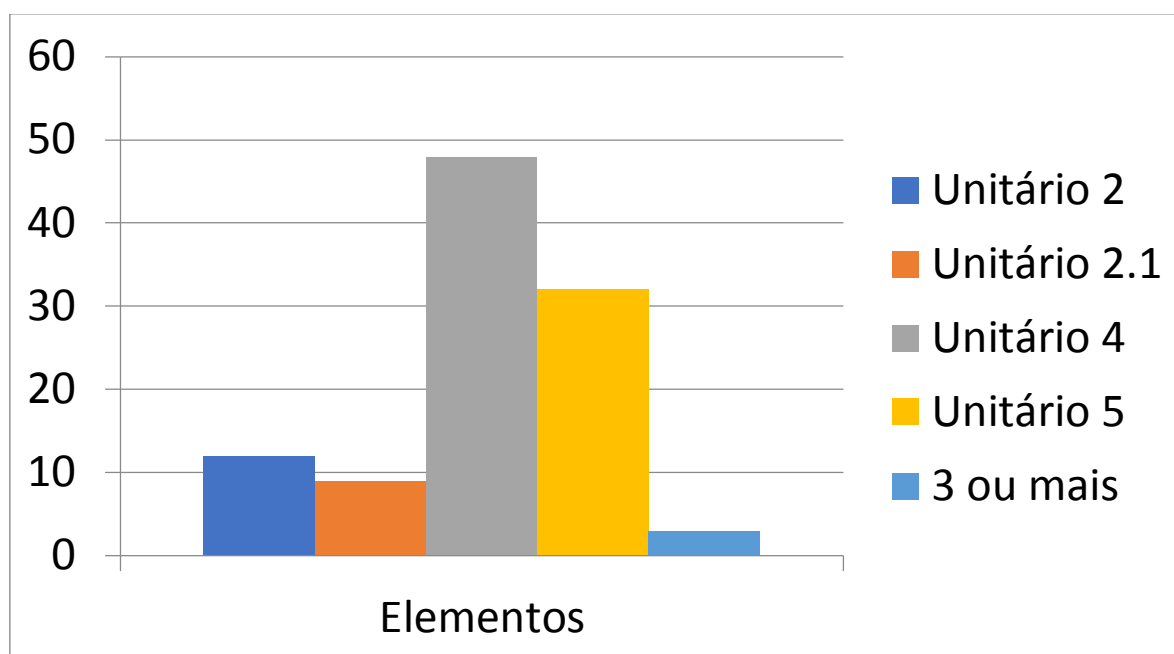
Figura 6 – Tempo de sobrevivência em Meses x Infraestrutura



Fonte: Elaborada pelo autor.

Outro quesito analisado foi a relação entre a quantidade de elementos e o tempo de fratura (Figura 7). Na coroa do caso 2 (Unitário 2) o tempo para fratura foi de 1 ano, já no Unitário 2.1 (caso 2) o tempo foi de 9 meses. Nos casos 4 e 5 (Unitário 4 e 5) o tempo de 4 anos e 32 meses, respectivamente. Já no caso 1 (3 ou mais elementos) o tempo para fratura foi de apenas 3 meses.

Figura 7 – Tempo para Fratura (Meses) x Número de Elementos



Fonte: Elaborada pelo autor.

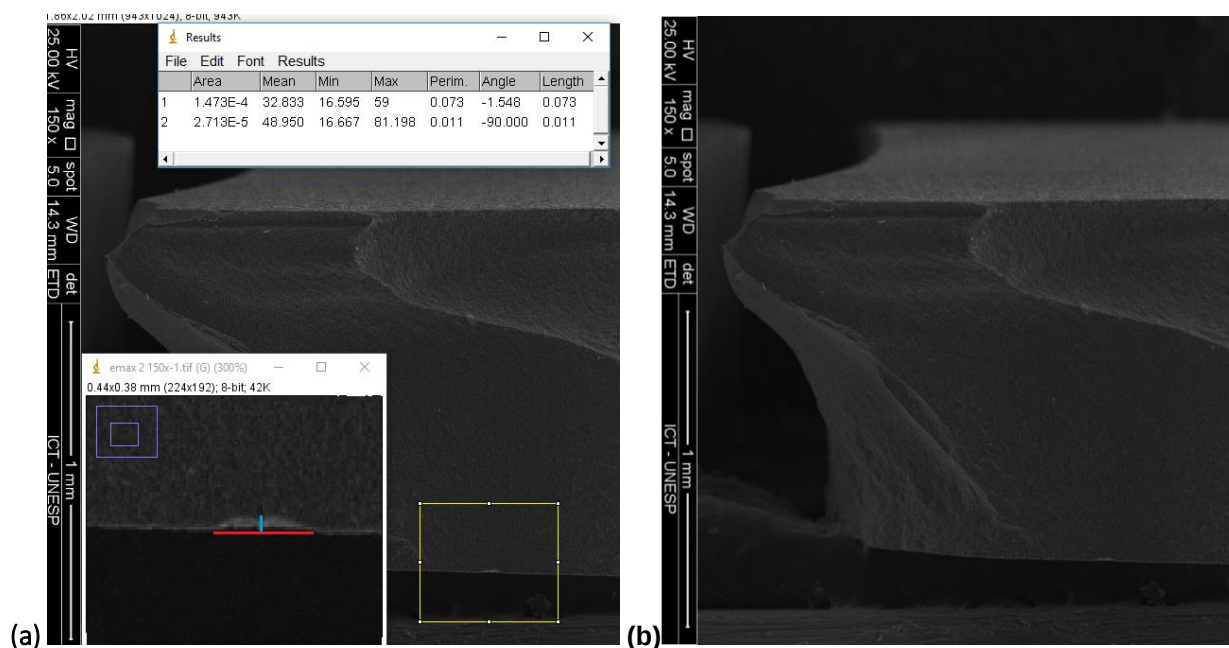
Deve-se levar em consideração que no caso 6 há a presença de próteses parciais fixas múltiplas (3 ou mais elementos), contudo nesse caso não houve a ocorrência de fraturas.

5.5 Análise das Origens da Fratura

Analizando as superfícies de fratura e seguindo os padrões pôde-se encontrar as origens da trinca. A partir disso foi medido a profundidade da trinca de superfície (a) e o comprimento da trinca de superfície (c) para os cálculos da tensão remota. Nas Figuras 24, 25 e 26 (Anexo B) são apresentadas as origens dos casos clínicos.

Nas Figuras 8, 9 e 10 são apresentadas as fraturas dos casos laboratoriais em que são apontadas as origens e os procedimentos para obtenção das dimensões do ponto de nucleação.

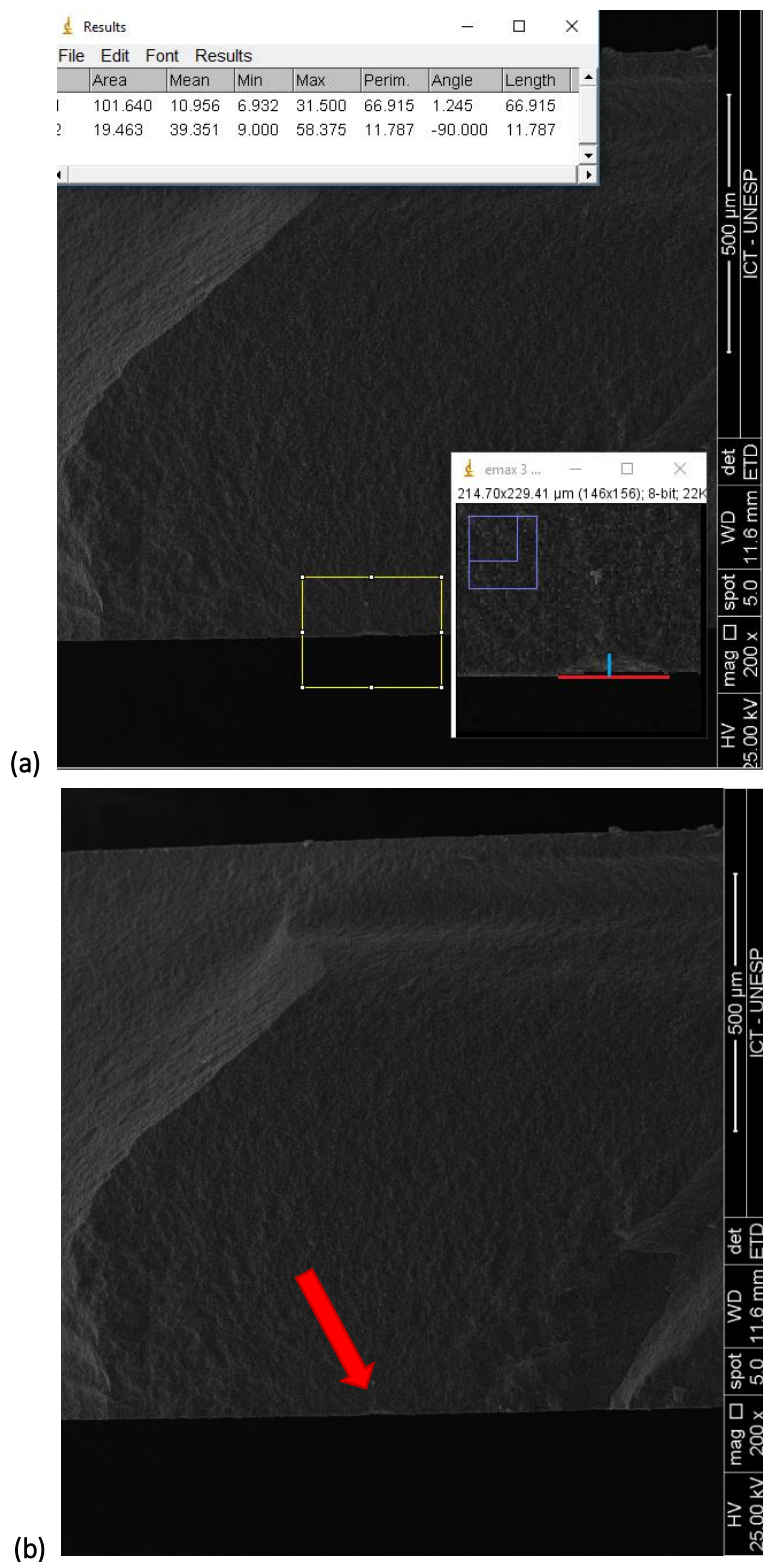
Figura 8 - Imagem da origem e trinca superficial (disco de Emax)



Legenda: (a) A linha vermelha indica o comprimento da trinca de superfície e a linha azul a profundidade da trinca de superfície; (b) A seta vermelha indica a origem da trinca.

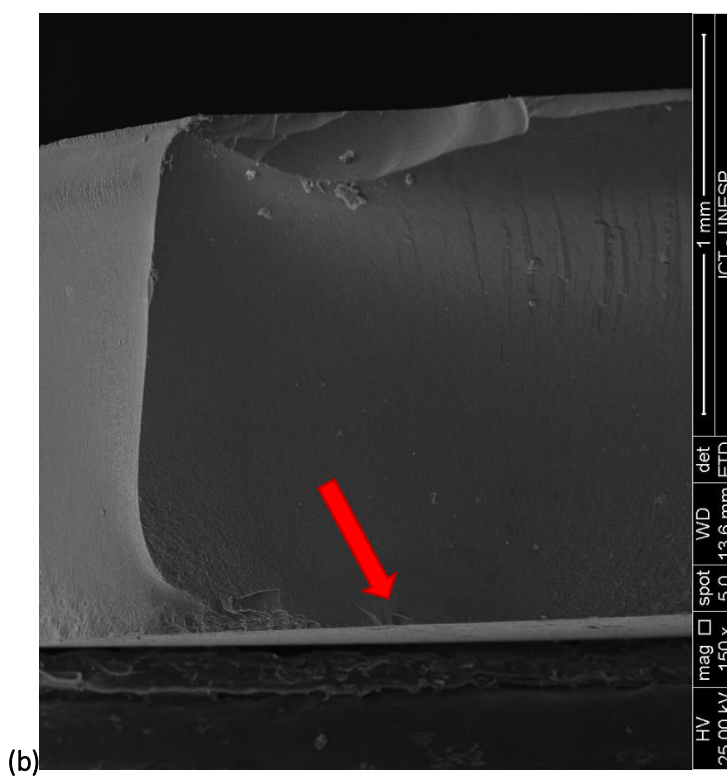
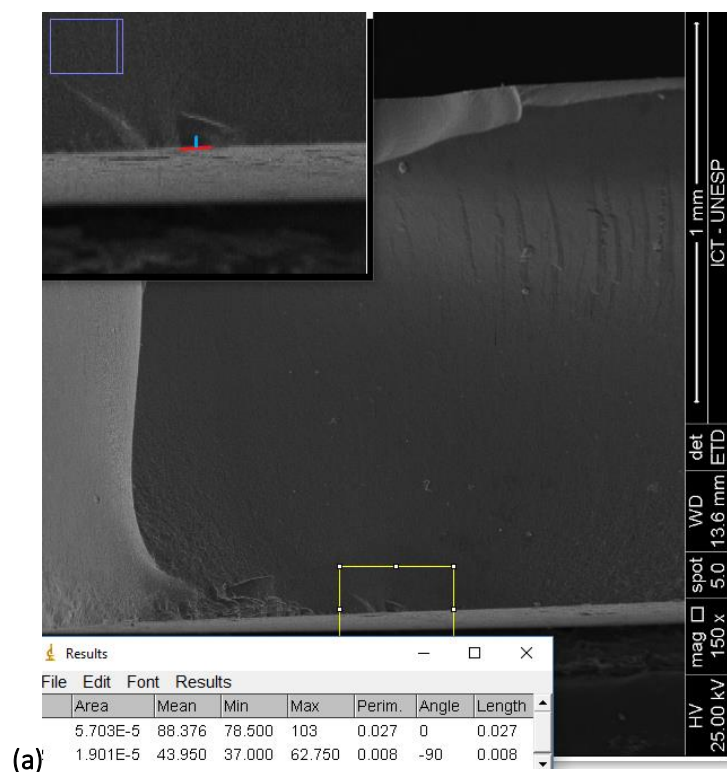
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 9 - Imagem da origem e trinca superficial (disco de Emax)



Legenda: (a) A linha vermelha indica o comprimento da trinca de superfície e a linha azul a profundidade da trinca de superfície; (b) A seta vermelha indica a origem da trinca.
 Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 10 - Imagem da origem e trinca superficial (disco de Emax)



Legenda: (a) A linha vermelha indica o comprimento da trinca de superfície e a linha azul a profundidade da trinca de superfície; (b) A seta vermelha indica a origem da trinca.
 Fonte: Elaborado pelo autor.

O Quadro 2 apresenta os resultados provenientes das medições e as razões das mesmas para o cálculo da tensão remota.

Quadro 2 – Medidas e Razões da Trinca de Superfície

	a	c	t	a/c	a/t
Zhen Pang et al. (2015)	0,274 mm	0,773 mm	1,2	0,354	0,228
Zhen Pang et al. (2015)	0,680 mm	1,202 mm	1,2	0,565	0,567
Renan Belli et al. (2014)	0,173 mm	0,276	1,2	0,629	0,144
Emax 2	0,011 mm	0,0365 mm	1,2	0,301	0,00917
Emax 3	0,0118mm	0,0334mm	1,2	0,353	0,00982
Suprinity	0,008 mm	0,0135 mm	1,2	0,593	0,0667

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.6 Análise e Cálculo da Tensão Remota

No Quadro 3 é apresentada os resultados aproximados obtidos pela Eq. (3). Os valores de K_{Ic} são correspondentes aos do material obtido na literatura (45), os valores de Y_{90° e $Y_{0^\circ \text{Superfície}}$ foram calculados de acordo com as Equações (18) e (19). Em seguida obtidas suas respectivas tensões σ_1 e σ_2 . Para os casos clínicos foi calculado também a tensão sem o fator de correção σ_{sc} .

Quadro 3 – Valores e Resultados dos fatores de correção e suas tensões.

	K_{Ic} (MPa/m ^{1/2})	Y_{90°	$Y_{0^\circ \text{Superfície}}$	σ_1 (MPa)	σ_2 (MPa)	σ_{sc} (MPa)
Zhen Pang et al (2015)	5	0,906	0,765	10,538	12,488	9,547
Zhen Pang et al (2015)	5	0,280	0,677	21,653	8,955	6,062
Renan Belli et al (2014)	1,1	0,506	0,514	5,222	5,140	2,642
Emax 2	2,5	1,281	0,780	18,610	30,567	-
Emax 3	2,5	1,161	0,765	19,828	30,078	-
Suprinity	3,5	0,620	0,560	19,958	22,113	-

Fonte: Elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

Sobre os casos clínicos pôde-se observar que a tensão constada no caso de Zhen Pang et al. (2015) foi muito maior que o caso relatado por Renan Belli et al. (2014). Uma das principais diferenças entre ambos os casos é o fato do primeiro tratar-se de uma PPF múltipla (3 a 5 elementos) e o segundo uma coroa unitária, dessa forma a tensão crítica foi maior na reabilitação de período maior. Por mais que o K_{Ic} fosse consideravelmente maior no compósito de zircônia do que na leucita, essa última sobreviveu 32 meses, enquanto a outra em apenas 3 meses fraturou. Infelizmente a análise da tensão remota na superfície e na parte mais profunda da trinca nesses casos não foram conclusivos, devido a variação dos valores, não obtendo uma tendência.

Outro resultado obtido nos casos clínicos, foi que quanto maior a trinca de superfície, maior foi a tensão remota calculada, significando que em determinado material o “ a ” crítico foi maior, por isso exigiu-se maior tensão para propagação instável da trinca. No caso do compósito de zircônia em que o K_{Ic} é maior, a trinca de superfície apresentada foi maior e consequentemente a tensão exigida para fratura foi maior também. Já no caso do dissilicato de lítio, com uma tensão menor conseguiu-se a propagação instável da trinca.

Comparando-se também os resultados do tipo de material e a tensão apresentada, os casos mais relatados de fratura ocorreram em próteses com infraestrutura de zircônia, contudo, pôde-se observar que esse material foi utilizado para reabilitações mais prolongadas, em casos de PPF múltiplas, recebendo maior carga, sendo ainda esse material que resistiu a maiores tensões até a fratura. Ainda nesse raciocínio, as maiores tensões foram observadas nos casos de prótese múltipla, por isso são os relatos de fratura mais precoce.

Já nos casos laboratoriais, em que quase não havia variáveis, e pode-se controlar melhor as condições em que o material é submetido a carregamento, pôde-se encontrar uma correlação mais relevante. Para materiais com o K_{Ic} semelhantes e em condições idênticas, percebeu-se que a tensão é maior na superfície. A tensão na profundidade da trinca apresentou valores mais próximos, significando que o valor crítico para propagação instável da trinca é semelhante, nos casos laboratoriais, independente da tensão na superfície.

Comparando-se os casos clínicos com laboratoriais, embora não haja um padrão definido nos casos clínicos, pode-se perceber que a tensão suportada pelos materiais em testes controlados foi maior que nos casos clínicos. Isso por conta de variáveis ambientais e de carregamento apresentada nos casos clínicos, como já demonstrado durante todo esse trabalho.

Sabe-se que hoje materiais como a zircônia monolítica não se usa infraestrutura, contudo pôde-se perceber que as falhas se deram, em sua maioria, exclusivamente em porcelana de cobertura, com raros casos de falha na infraestrutura. Com isso, percebe-se que o recomendado continua sendo a utilização de infraestrutura quando utilizadas em casos posteriores.

Outro ponto em discussão seria a indicação de próteses livres de metal em região posterior. Deve-se avaliar criteriosamente sua indicação, já que não é uma região que exige uma estética alta e na maioria dos casos de falha foram nessa região.

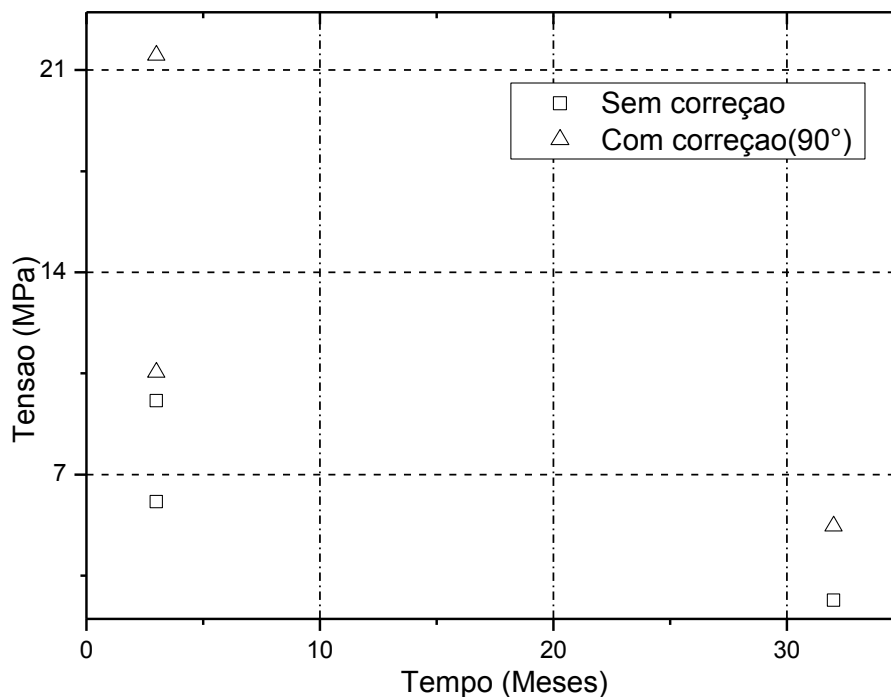
Um fato importante é que independentemente do valor da tensão, o valor de a/c em todos os casos foi bem próximo, demonstrando um padrão na forma da trinca de superfície, podendo as equações serem confiáveis para utilização e futuras pesquisas.

6.1 Análise da Tensão Remota

Na Figura 11 está representado a variação da tensão e a taxa de sobrevivência dos casos clínicos. Os valores estão de acordo com a magnitude de tensão aplicada, pois a fratura precoce está relacionada a uma amplitude de tensão maior. Podendo-se observar que os casos em que a amplitude de tensão foi maior, houve uma fratura em menor tempo, quando comparada ao caso com uma amplitude de tensão menor. Como já mencionado anteriormente, ao comparar com o material utilizado, vemos que mesmo a zircônia tendo excelentes propriedades mecânicas, foi submetida a uma tensão maior e fraturou num período menor (3 meses) que o dissilicato de lítio (32 meses).

A Figura 12 está representando a variação da tensão em função do tamanho da trinca nos casos clínicos e laboratoriais. Os valores permitem avaliar que nos casos clínicos as maiores amplitudes de tensão estão relacionadas com tamanhos maiores dos defeitos, com isso quanto maior o defeito mais rápido ocorreu a fratura.

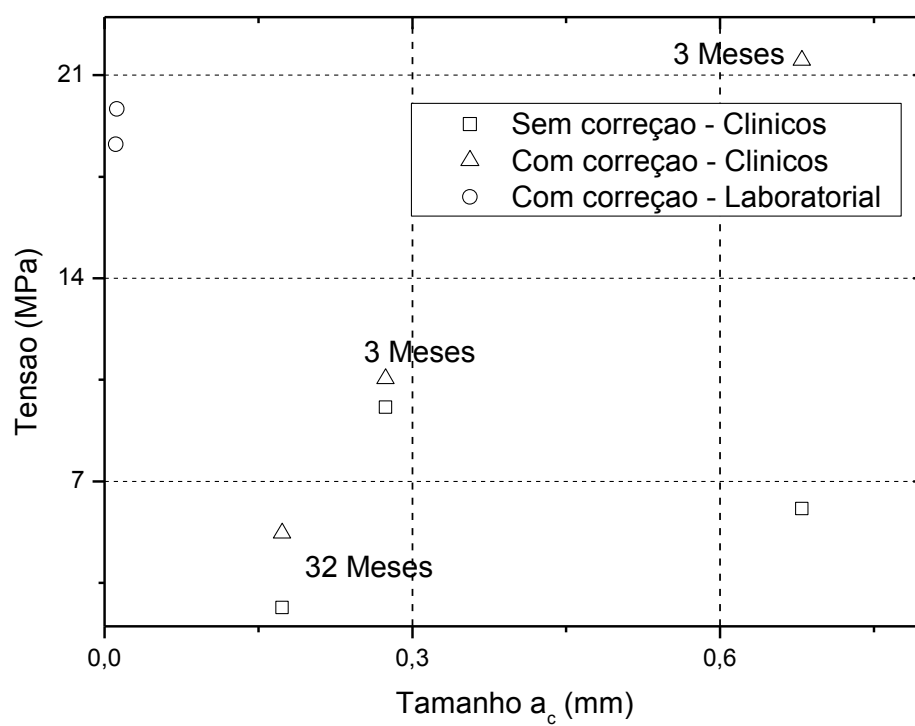
Figura 11 – Tensão em função da taxa de sobrevivência dos casos clínicos



Fonte: Elaborado pelo autor.

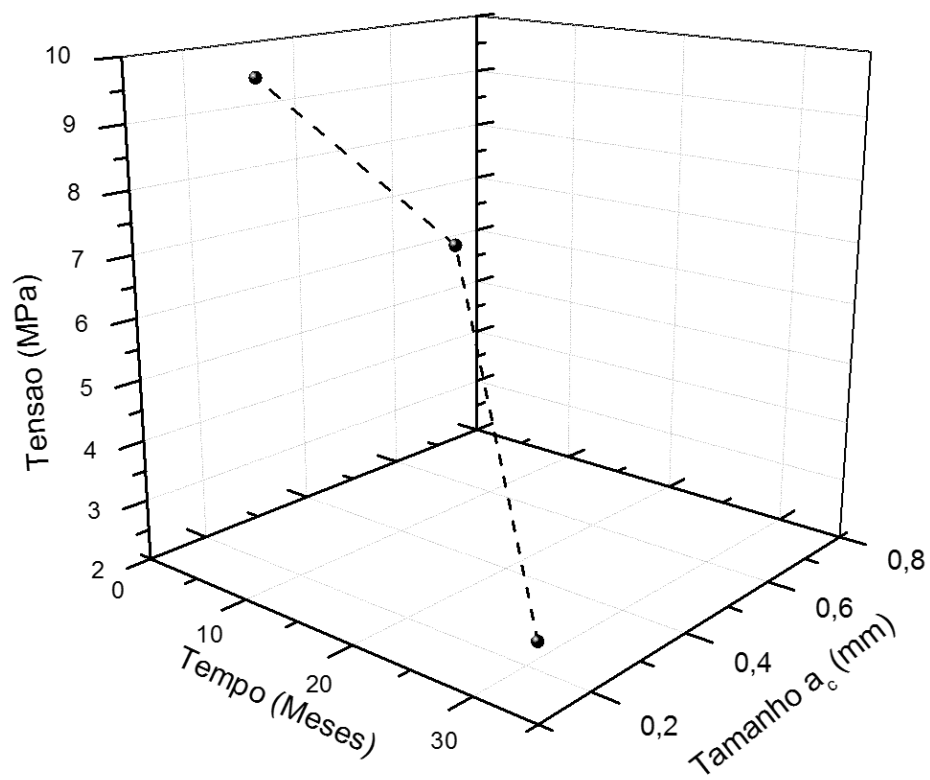
Nos casos laboratoriais, pôde-se perceber esse mesmo padrão diretamente proporcional, em que quanto maior a amplitude de tensão maior o tamanho do defeito. Sendo que essa relação entre a amplitude de tensão, o tamanho do defeito e o tempo para fratura está representado na Figura 13, podendo observar que há a relação característica do tamanho do defeito (razão de aspecto da trinca) com a tensão remota aplicada e consequentemente o tempo de sobrevivência. Em outras palavras, um a crítico elevado causaria uma fratura num tempo precoce, sendo este dependente de K_{IC} .

Figura 12 – Tensão em função do tamanho do defeito



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 13 – Tensão em função dataxa de sobrevivência e do tamanho do defeito



Fonte: Elaborado pelo autor.

7 CONCLUSÃO

A investigação apresentada trata da determinação da tensão remota de falha no lascamento da porcelana de cobertura em próteses livres de metal por meio da análise de imagens, em que a tensão é dependente da região da boca em que a prótese está localizada, assim como o número de elementos também influencia diretamente na ocorrência da fratura. Com isso os materiais devem ser selecionados corretamente para não incorrer numa aplicação inadequada que cause a fratura precoce da porcelana.

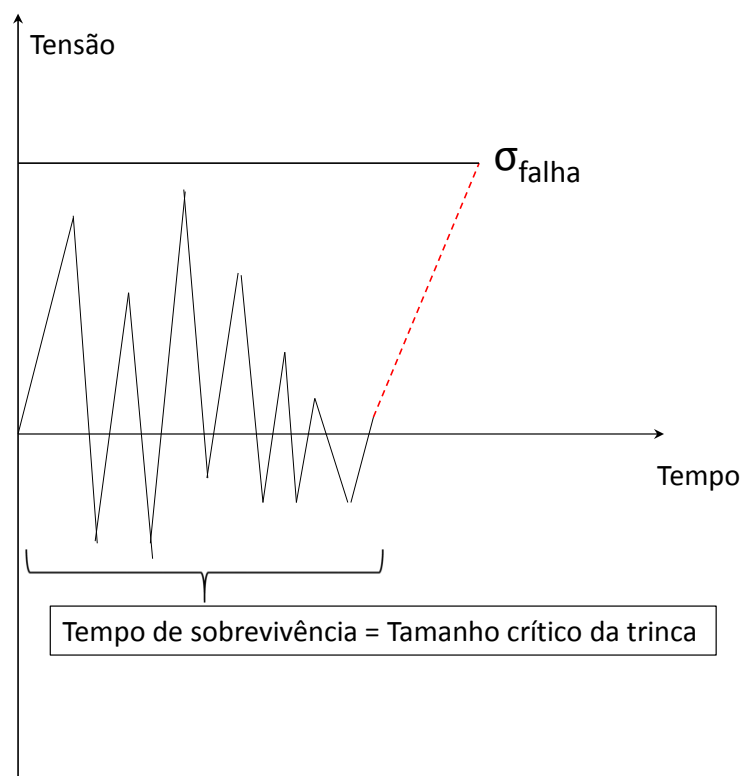
A relação da tensão com a fratura está mais relacionada com a região e a quantidade de elementos, além do controle do processamento do material, causas da fratura precoce. As comparações entre os testes laboratoriais e casos clínicos ainda necessitam de melhorias, pois as condições adversas em que as próteses são submetidas em meio bucal variam muito aos testes controlados.

Sendo constatado com o presente trabalho que a determinação da tensão é importante para compreensão das causas de falha, embora os resultados não apontem exatamente para a causa principal. Infere-se que os defeitos maiores e, portanto, não controlados na etapa de manufatura podem ser as reais causas de falha em próteses parciais fixas, levando a baixas taxas de sobrevivência ao atingir condições críticas de tensão.

A sobrevida dessas próteses em região posterior é algo a ser avaliado, como a maioria dos casos em que houve a fratura foi em região posterior, deve-se avaliar com cuidado a indicação dessas próteses nessa região. Com esse estudo não fica contra-indicada a utilização das mesmas, apenas um alerta para uma utilização criteriosa em região posterior.

O processo de falha em casos clínicos pode ser representado de forma didática no Figura 14.

Figura 14 – Representação da fratura por lascamento em casos clínicos



Fonte: Elaborado pelo autor.

REFERÊNCIAS*

Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent mater.* 2009;25(3):383-91.

Anusavice KJ. *Science of dental materials*. 10.ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company;1996.

Baldassarri M, Stappert CF, Wolff MS, Thompson VP, Zhang Y. Residual stresses in porcelain-veneered zirconia prostheses. *Dent Mater.* 2012;28:873–9.

Baldassarri M, Zhang Y, Thompson VP, Rekow ED, Stappert CF. Reliability and failure modes of implant-supported zirconium-oxide fixed dental prostheses related to veneering techniques. *J Dent.* 2011;39(7):489-98.

Barros SHMD. O uso da zircônia na prática odontológica reabilitadora [trabalho conclusão de curso]. Porto Alegre (RS): Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Odontologia, Curso de Odontologia, 2016.

Belli R. Estudo de fatores associados ao lascamento de coroas de zircônia [tese]. Florianópolis (SC): Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, 2011.

Bennetti P. Fratura precoce da porcelana em restaurações com infra-estrutura de zircônia: influência de gradientes térmicos no desenvolvimento e magnitude de tensões residuais e transitórias [tese]. São Jose dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, 2012.

Callister WD, et al. *Ciência e engenharia de materiais: uma introdução*. 8. ed. Rio de Janeiro: LTC; 2012.

Chandran KS. Insight on physical meaning of finite-width-correction factors in stress intensity factor (K) solutions of fracture mechanics. *Eng Fract Mech.* 2017;186:399–409.

Christensen RP, Ploeger BJ. Metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc.* 2010 Nov;141(11):1317-29.

*Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 25 jan 2017]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain–zirconia all-ceramic crown systems. *Dent Mater*. 2009;25(9):1122-7.

Conceição EN. *Restaurações estéticas: compósitos, cerâmicas e implantes*. São Paulo: Artmed; 2005.

Costa LT. *Laminados cerâmicos com diferentes preparos da estrutura dentária: revisão literária*. Porto Alegre: PUCRS; 2015.

Della Bona A, Anusavice KJ. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. 2002;15:248-53.

Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Microtensile strength of composite bonded to hot pressing ceramics. *J adhes dent*. 2004;2(4):305-313.

Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008;24:299-307.

Frediani A. An evaluation of the reliability of Fracture Mechanics methods. *Eng Fract Mech*. 1981;14(2):289–322.

Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature*. 1975;258:703-4.

Gilmore CM. *Materials science and engineering properties*. Cengage Learning; 2014.

Göstemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach FW, Stiesch M, Kohorst P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Acta Biomater*. 2010 Dec;6(12):4532-8.

Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials*. 2004 Sep;25(20):5045-52.

Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosth*. 2010;23(6):493-502.

Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: an up to 9-year retrospective study. 2013;41(12):1164-74.

- Kosmac TO. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*. 2008;28(5):1085-1090.
- Lughi V, Sergo V. Low temperature degradation aging of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater*. 2010;26:807-20.
- McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 1998 Mar;19(3):307-8.
- McLaren EA. Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. *Dental Technologies*. 2005;28:99-111.
- Natali A. *Dental Biomechanics*. Italy: Taylor and Francis; 2003.
- Newman JC, Raju IS. An empirical stress intensity factor equation for the surface crack. *Eng Frac Mech*. 1981;15(1):185–92.
- Pang Z , Chughtai A, Sailer I, Zhang Y. A fractographic study of clinically retrieved zirconia–ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater*. 2015;31(10):1198-206.
- Pastoukhov VA, Voorwald HJC. *Introdução à mecânica da integridade estrutural*. São Paulo: Editora UNESP; 1995.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial, a review. *Biomaterials*. 1999;20:1-25.
- Rad FAA, Succaria FG, Morgano SM. Fracture resistance of porcelain veneered zirconia crowns with exposed lingual zirconia for anterior teeth after thermal cycling: An in vitro study. 2015;27(2):63-9.
- Raigrodski AJ, Yu A, Chiche GJ, Hochstedler JL, Mancl LA, Mohamed SE. Clinical efficacy of veneered zirconium dioxide-based posterior partial fixed dental prostheses: five-year results. *J Prosthet Dent*. 2012 Oct;108(4):214-22.
- Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. *Int J Prosthodont*. 2010 Mar-Apr;23(2):141-8.

Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont*. 2009 Nov-Dec;22(6):553-60.

Sax C, Hämmerle CH, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *Int J Comput Dent*. 2011;14(3):183-202.

Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K_{Ic}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater*. 1999;15(5):342-8.

Suansuwan N, Swain MV. New approach for evaluating metal-porcelain interfacial bonding. *Int J Prosthodont*. 1999;12:547-52.

Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater*. 2009;5:1668-77.

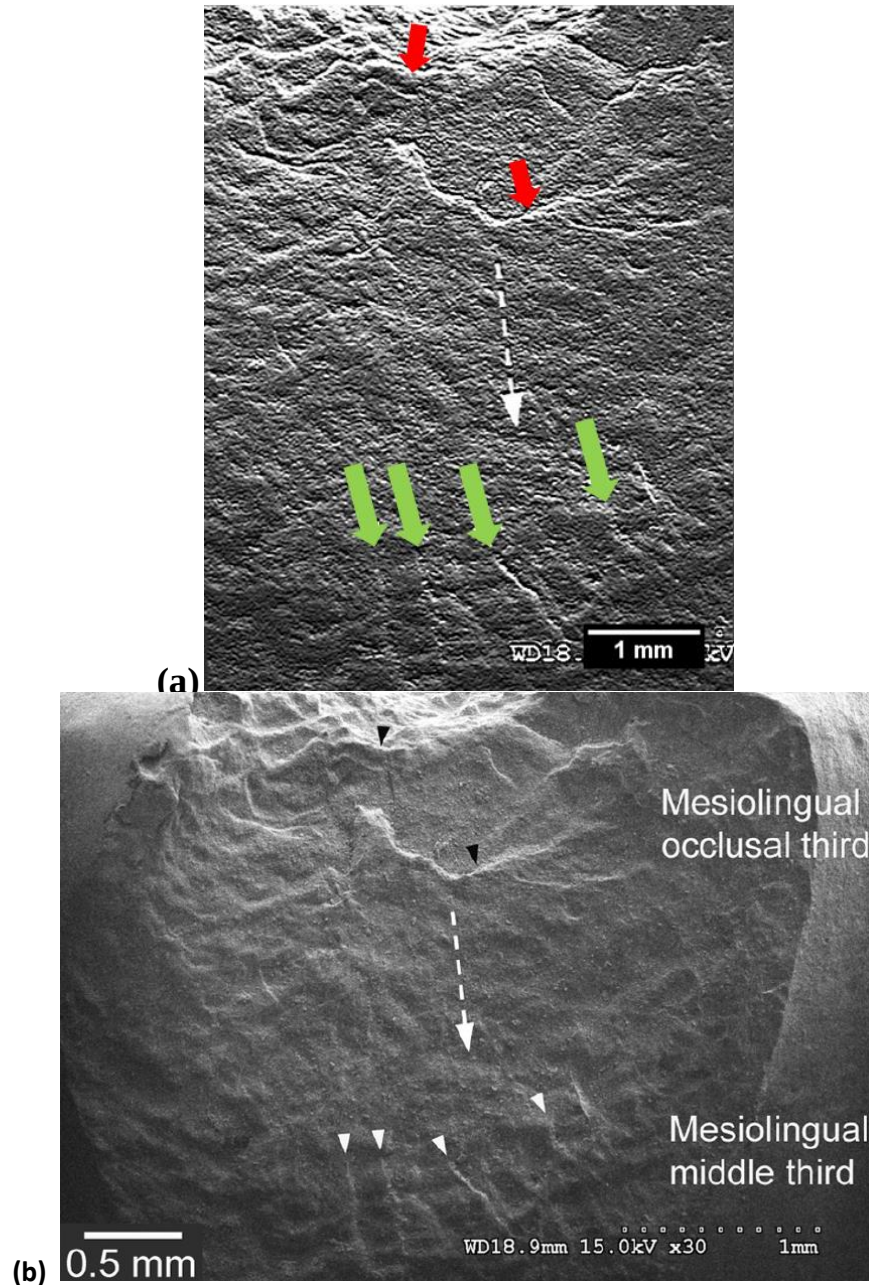
Tanaka CB. Teste de lascamento da aresta em barras e coroas como preditor do lascamento de porcelana sobre zircônia [tese]. São Paulo (SP): Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de São Paulo, 2015.

Van Noort TR. Introduction to dental materials 2.ed. UK: Elsevier; 2007.

Zhang Y, Chai H, Lee JJ, Lawn BR. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. *J Dent Res*. 2012;91(3):311-5.

ANEXO A – CASOS

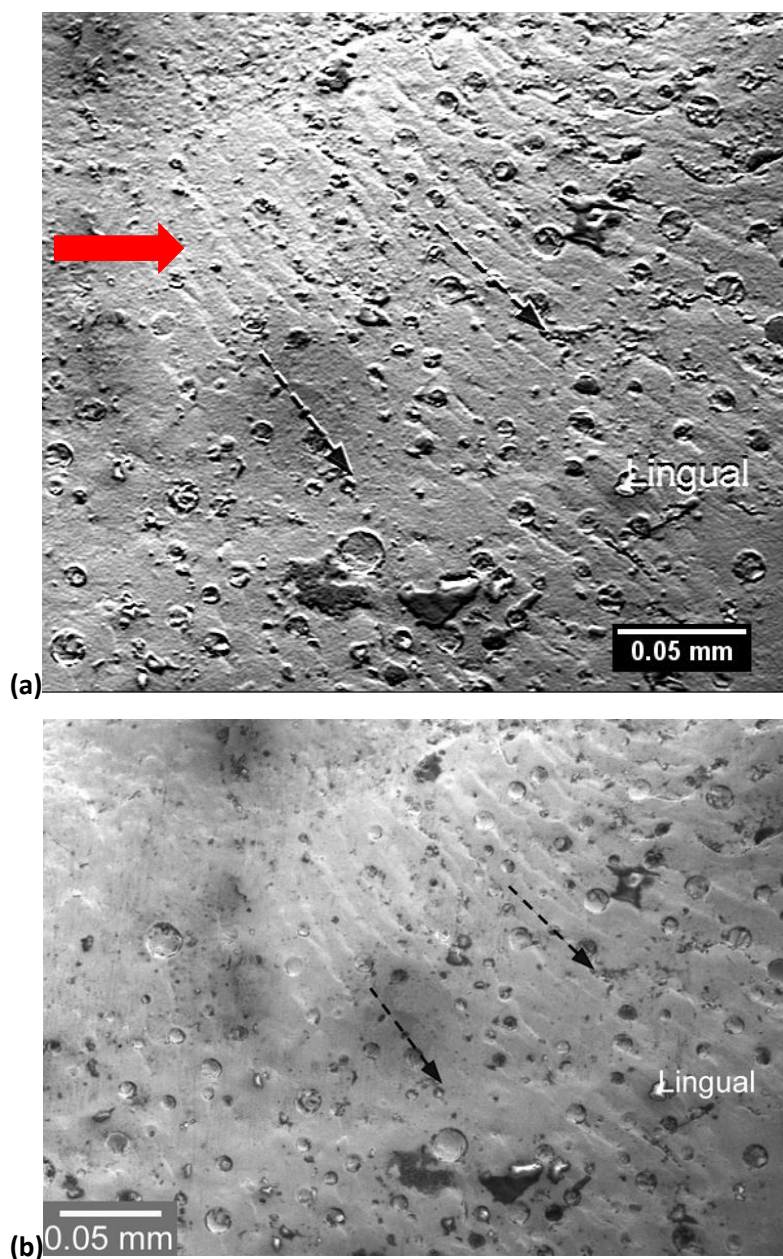
Figura 15 - Representação de lascamento do Caso 1 e detalhes do caminho da trinca



Legenda: (a) Arrestlines indicados pelas setas vermelhas e Twist Lines indicados pelas setas verdes. A seta tracejada indica a direção de propagação da trinca. (b) Arrest Lines e Twist Hackles. ArrestLines indicados pelas setas pretas e Twist Lines indicados pelas setas brancas. A seta tracejada indica a direção de propagação da trinca.

Fonte: Zhen Pang et al (2015).

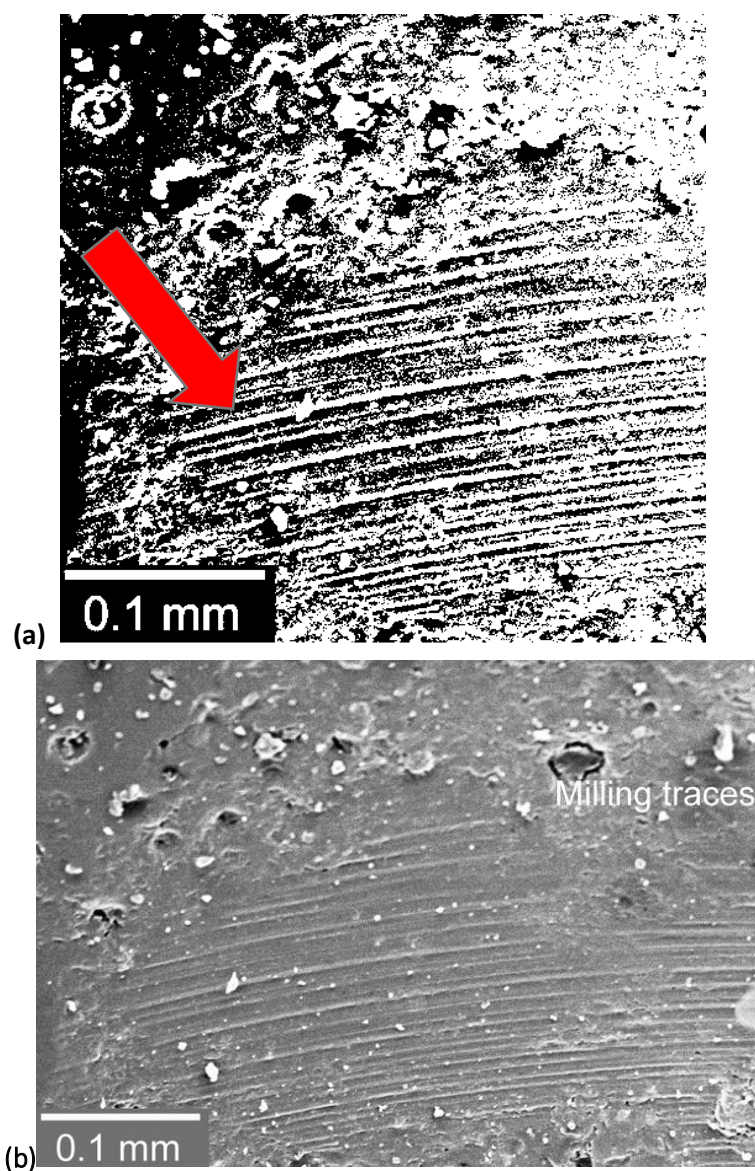
Figura 16 - Representação de caminho de trinca em material poroso do Caso 1



Legenda: (a) Wake Hackles indicados pela seta vermelha. A seta tracejada indica a direção de propagação da trinca. Pode-se observar a alta incidência de irregularidades (poros); (b) A seta tracejada indica a direção de propagação da trinca.

Fonte: Zhen Pang et al (2015).

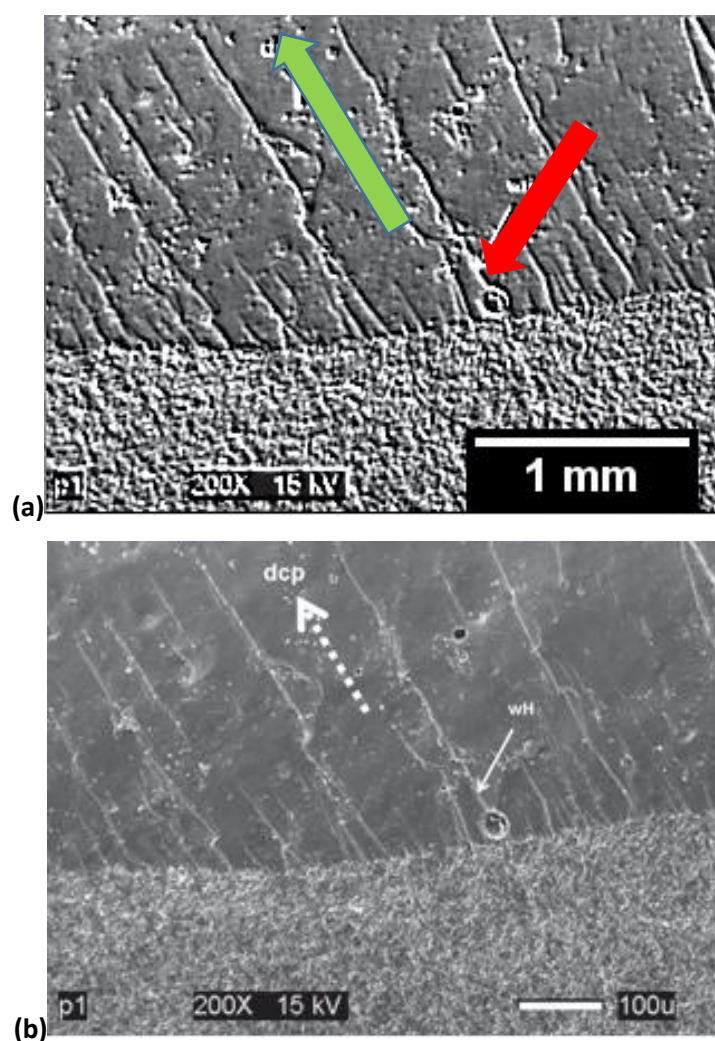
Figura 17 - Representação do dente 36 do Caso 1



Legenda: (a) *Milling Trace Lines* indicadas pela seta vermelha, marcas do processo de fresagem; (b) *Milling Trace Lines*, marcas do processo de fresagem

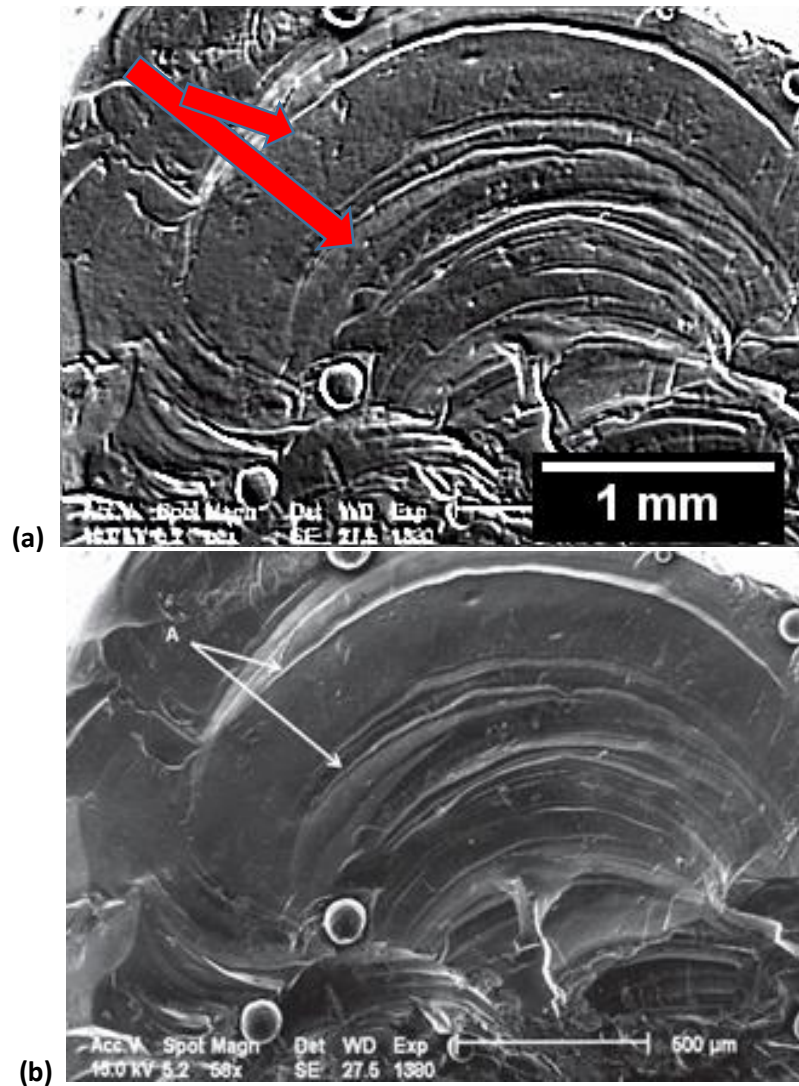
Fonte: Zhen Pang et al (2015).

Figura 18 – Ilustração dos processos de falha (Wake Hackles) do Caso 2



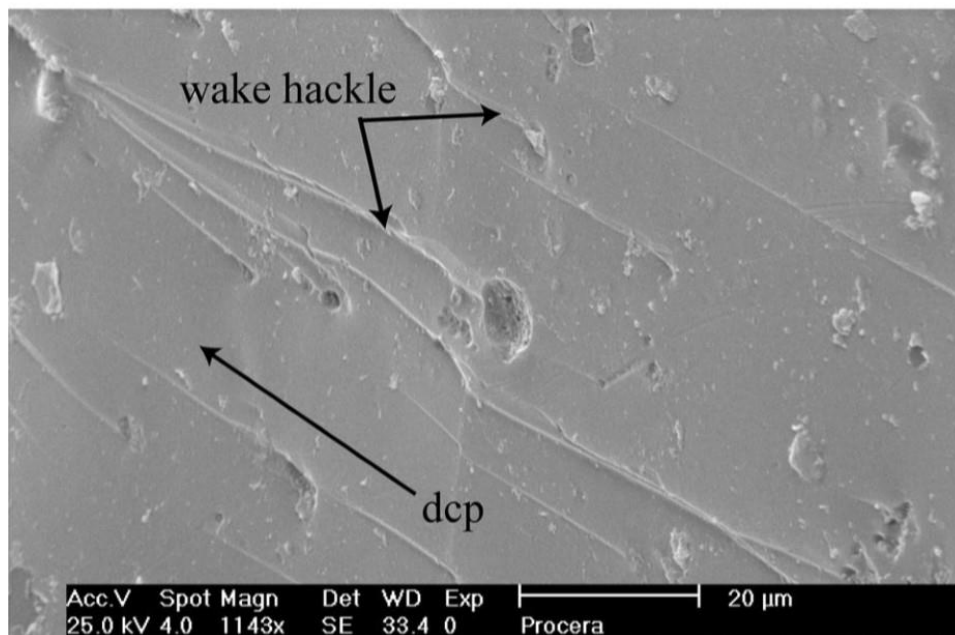
Legenda: (a) *Wake Hackle* indicado pela seta vermelha. A direção de propagação da trinca indicada pela seta verde. (b) Ilustração dos processos de falha (*Wake Hackles*). *Wake Hackle* indicado pela seta branca. A direção de propagação da trinca indicada pela seta tracejada
Fonte: Scherrer et al. (2005).

Figura 19 - Representação do desgaste por contato com dente antagonista do Caso 2



Legenda: (a) Arrestlines indicados pela seta vermelha. (b) Arrestlines indicados pelas setas brancas.
Fonte: Scherrer et al (2005).

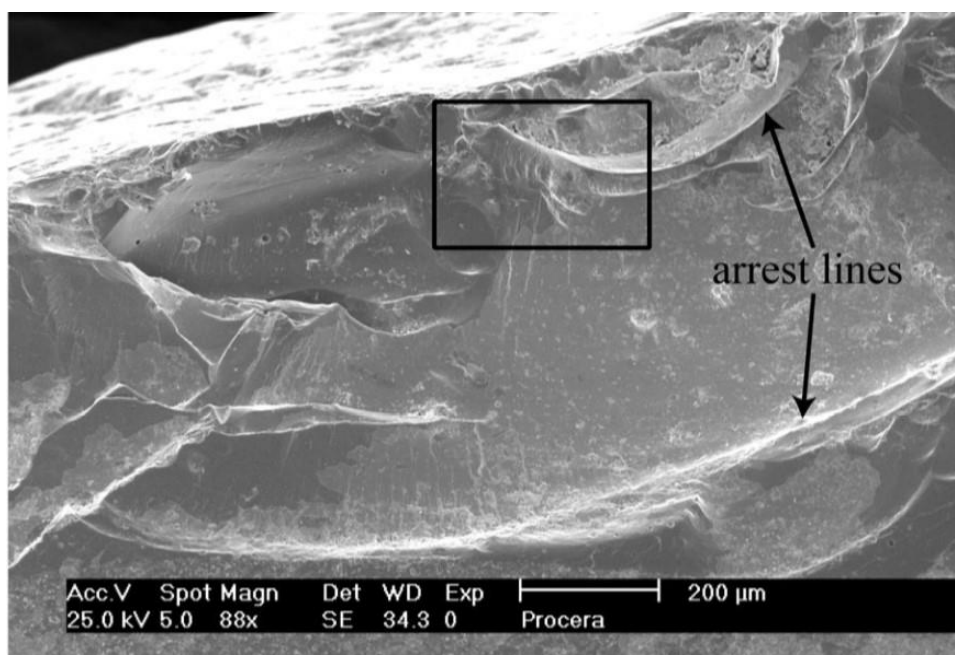
Figura 20 - Representação de fratura de coroa posterior de aluminado Caso 4



Legenda: Ilustração dos Modos de Falha (Wake Hackles).

Fonte: Susanne S. Scherrer et al (2008).

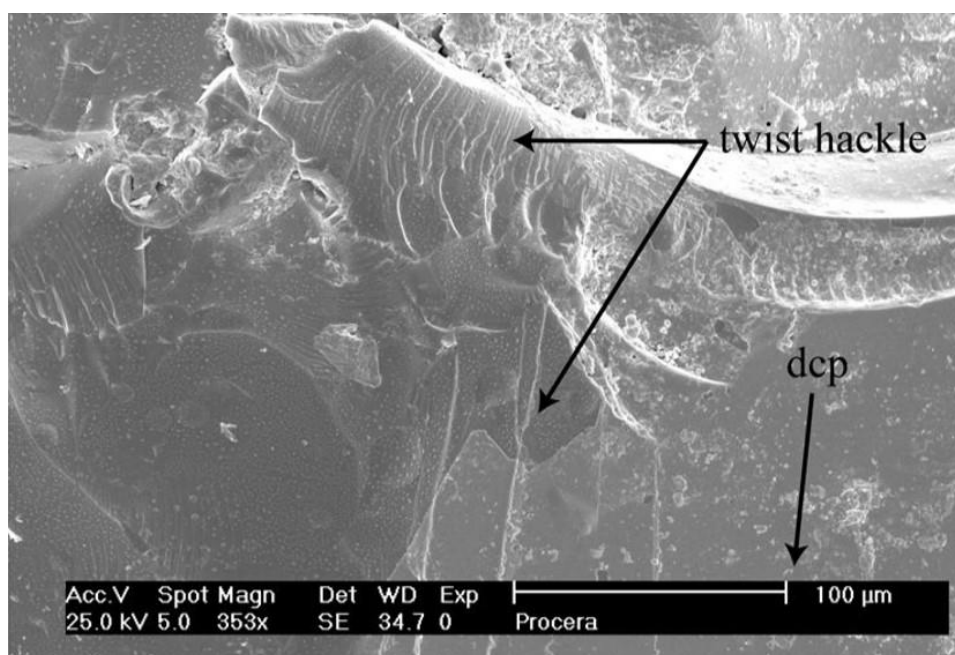
Figura 21 - Representação da porcelana de revestimento desgastada do Caso 4



Legenda: Ilustração dos Modos de Falha (ArrestLines).

Fonte: Susanne S. Scherrer et al (2008).

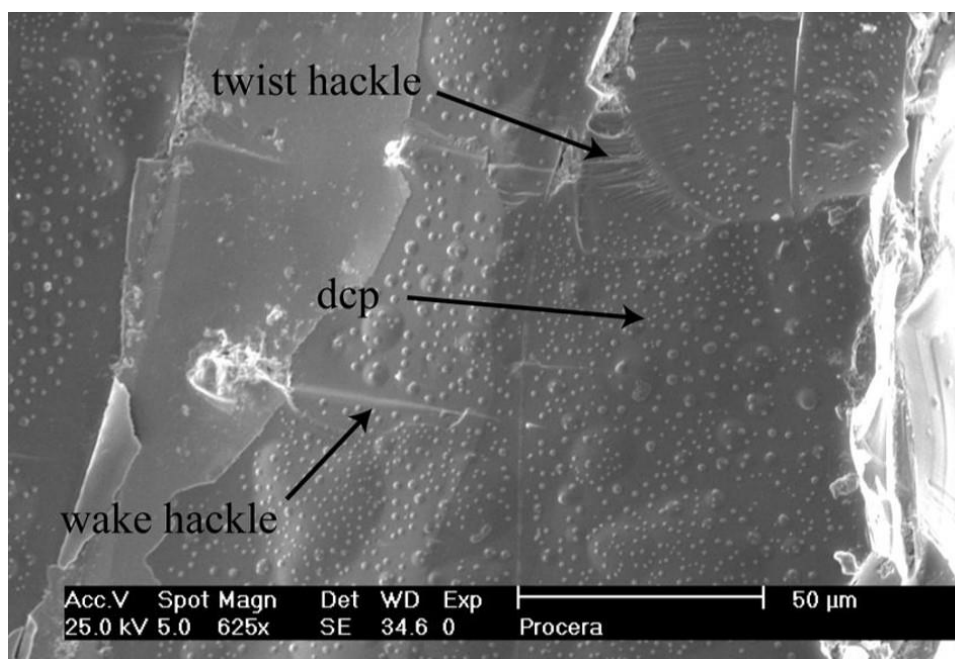
Figura 22 - Representação do dano na superfície oclusal da fratura do Caso 4



Legenda: Ilustração dos Modos de Falha (Twist Hackles).

Fonte: Susanne S. Scherrer et al (2008).

Figura 23 - Representação do dano saindo na parede distal axial do Caso 4

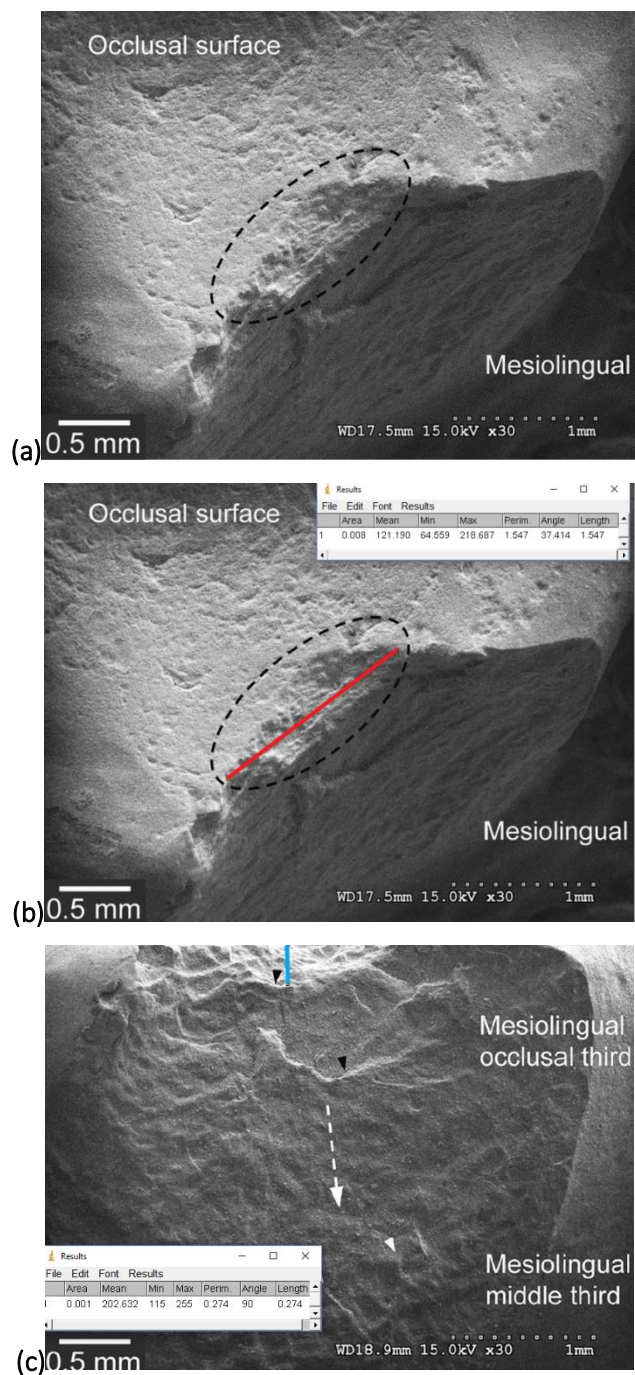


Legenda: Ilustração dos Modos de Falha (Twist Hackles e Wake Hackles).

Fonte: Susanne S. Scherrer et al (2008).

ANEXO B – MEDIDAS DA TRINCA

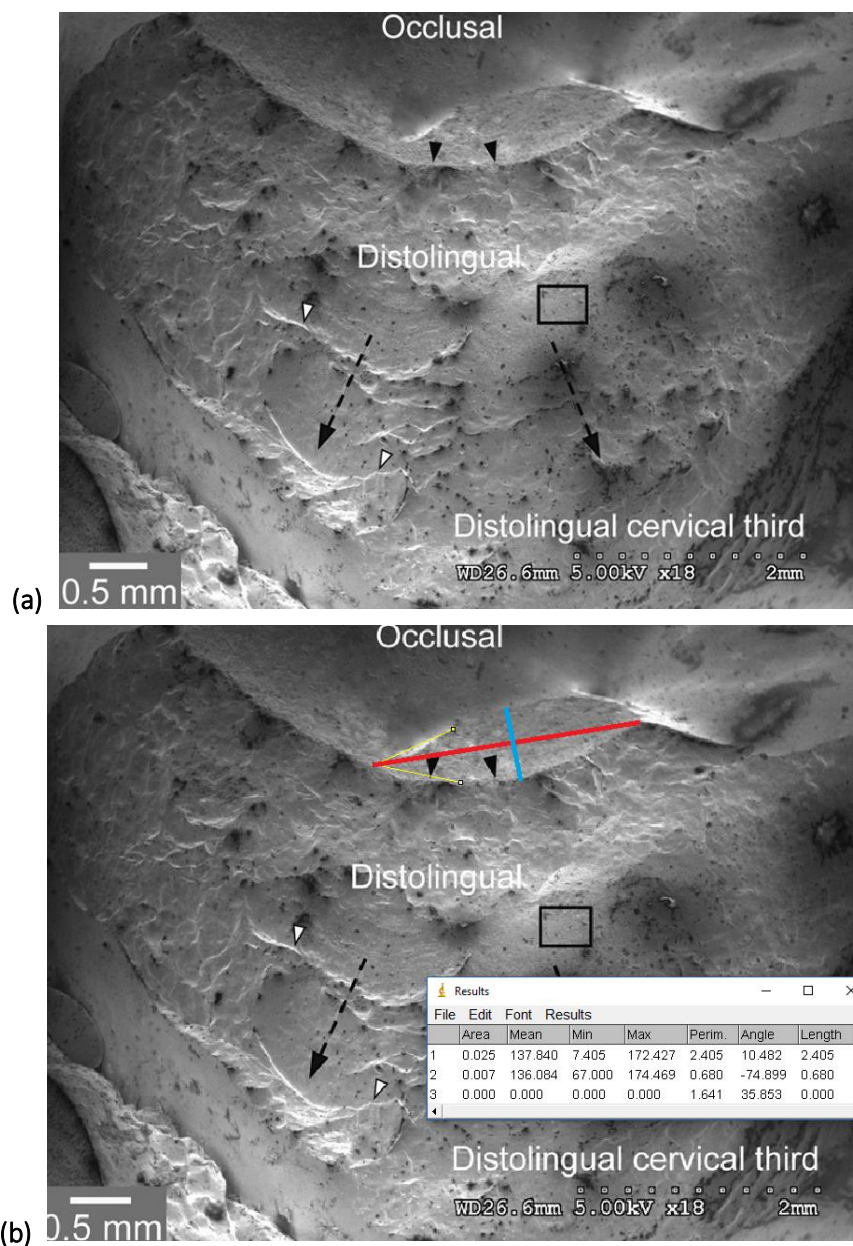
Figura 24 - Tomada dos parâmetros da trinca



Legenda: (a) A elipse tracejada indica a origem da trinca; (b) A linha vermelha indica o comprimento da trinca de superfície; (c) Profundidade da Trinca de Superfície indicada pela linha azul.

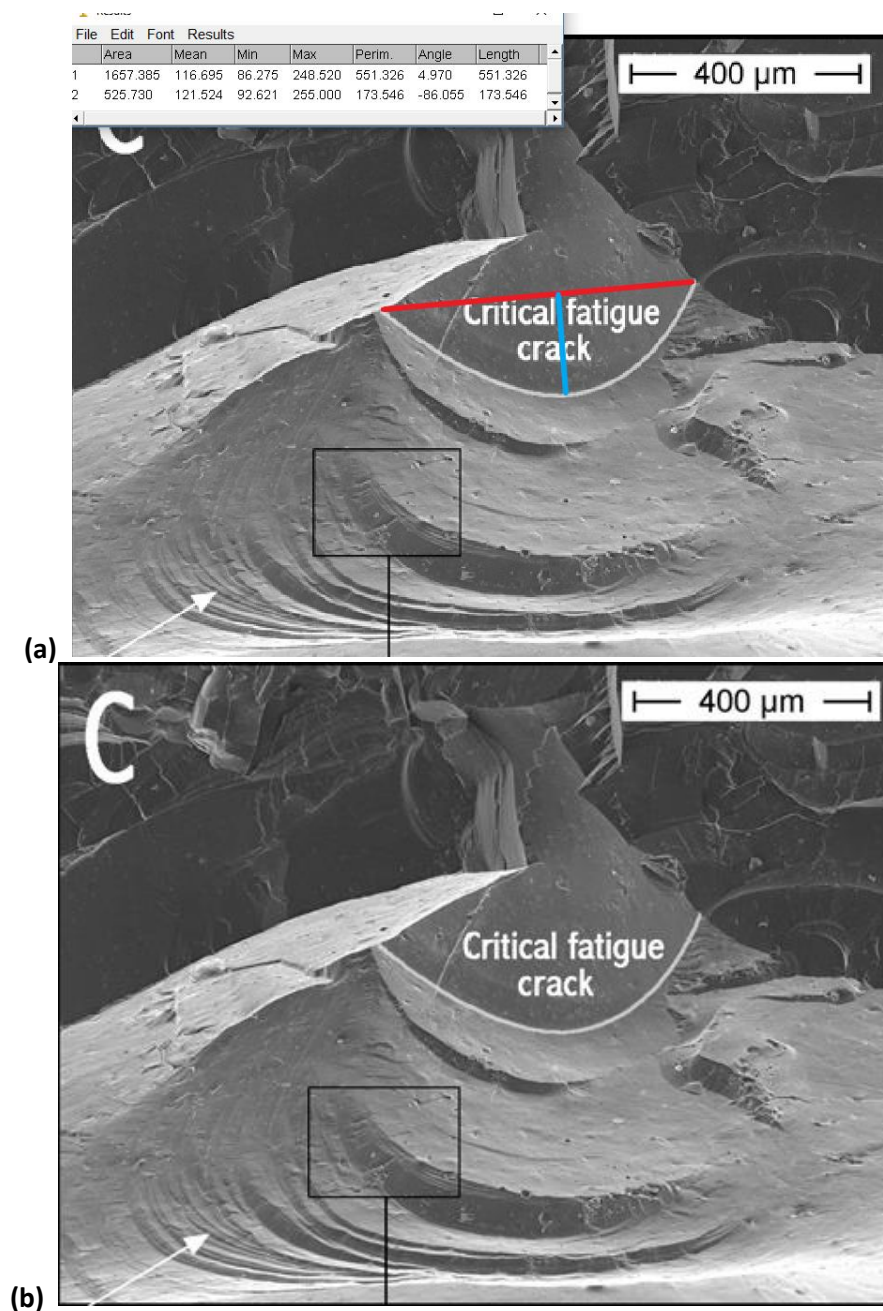
Fonte: Zhen Pang et al (2015).

Figura 25 - Tomada dos parâmetros da trinca



Legenda: (a) Os triângulos pretos indicam a origem da trinca; (b) A linha vermelha indica o comprimento da trinca de superfície e a linha azul a profundidade da trinca de superfície.
 Fonte: Zhen Pang et al (2015).

Figura 26 - Tomada dos parâmetros da trinca



Legenda: (a) A linha vermelha indica o comprimento da trinca de superfície e a linha azul a profundidade da trinca de superfície; (b) Imagem demonstrando o comprimento crítico para propagação da trinca.

Fonte: Renan Beli et al (2014).