



COPPE/UFRJ

ANÁLISE DA FORMAÇÃO DE LESÕES CERVICAIS NÃO-CARIOSAS (ABFRAÇÃO)
EM DENTES HUMANOS SUBMETIDOS A CARGAS OCLUSAIS CÍCLICAS

Adriana Oliveira Braga

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica e de Materiais, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Metalúrgica e de Materiais.

Orientador: Luiz Carlos Pereira

Rio de Janeiro

Março de 2009

ANÁLISE DA FORMAÇÃO DE LESÕES CERVICAIS NÃO-CARIOSAS (ABFRAÇÃO)
EM DENTES HUMANOS SUBMETIDOS A CARGAS OCLUSAIS CÍCLICAS

Adriana Oliveira Braga

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Aprovada por:

Prof. Luiz Carlos Pereira, DSc.

Prof. Fernando Augusto de Noronha Castro Pinto, DSc.

Prof^a. Olívia Albertina da Silva Fraga, DSc.

Prof. João Marcos Alcoforado Rebello, DSc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2009

Braga, Adriana Oliveira

Análise da formação de lesões cervicais não-cariosas (abfração) em dentes humanos submetidos a cargas oclusais cíclicas/Adriana Oliveira Braga. - Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2009.

XIII, 155 p. 29,7 cm

Orientador: Luiz Carlos Pereira

Dissertação (mestrado) - UFRJ/COPPE/ Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2009.

Referências Bibliográficas: p. 97-104

1. Abfração. 2. Teste de fadiga. I. Pereira, Luiz Carlos. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais. III. Título.

DEDICATÓRIA

Ao Carlinhos, pelo amor e companheirismo de todos esses anos e às amigas Andréia Rosa da Cunha e Tatiana Dourado, pessoas muito especiais e minhas “madrinhas” nessa empreitada, dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, luzes no meu caminho.

Ao Julio, irmão maravilhoso que a vida me deu.

Ao meu querido orientador Luiz Carlos Pereira, por sempre me apoiar com a sua presença constante e com sua palavra direta. Obrigada por me conduzir até aqui!

Ao Laércio Rosignoli Guzela, que me ajudou a materializar esse projeto e que me salvou em vários momentos.

Aos professores do Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, que direta ou indiretamente colaboraram na minha formação.

Ao professor Fernando Augusto de Noronha Castro Pinto pela instrumentação da máquina de ensaios de fadiga e por ser extremamente prestativo e gentil.

À Andréa Barreira Motta, por compartilhar conhecimentos e experiências.

À Flávia Migueis, pela solidariedade.

Aos colegas de turma, principalmente a Renato M. Soares e Alessandro Lourenço, amigos generosos com quem compartilhei momentos de tensão (olha o trocadilho infame), mas principalmente momentos de alegria e, agora, de comemoração.

Aos colegas de pesquisa, João Paulo Mendes e Fábio Andrade de Souza.

À Carla Woyames Gabriel e Adriana Lusquiños, que me aturaram por muito tempo no laboratório de microscopia eletrônica.

Aos amigos da disciplina de Prótese Fixa da UERJ pelo incentivo, apoio e carinho de sempre. Vocês moram no meu coração!

Aos meus amigos do SESI, principalmente à Monique Duailibe Frazão, que me ajudaram a conciliar estudo e trabalho.

Ao Robson Araújo dos Santos, Sônia Cristina dos Santos Lira e Francisco de Assis Lima de Sousa Júnior, pela gentileza de sempre.

Ao professor Telmo Roberto Strohaecker e a Rogério Mendonça Soares, do Laboratório de Metalurgia Física da UFRGS.

A todos aqueles que, de perto ou de longe, torceram por mim!

MUITO OBRIGADA!

"Ninguém pode construir em teu lugar as pontes que precisarás passar, para atravessar o rio da vida. Ninguém, exceto tu, só tu. Existem, por certo, atalhos sem números, e pontes, e semideuses que se oferecerão para levar-te além do rio; mas isso te custaria a tua própria pessoa; tu te hipotecarias e te perderias. Existe no mundo um único caminho por onde só tu podes passar. Onde leva? Não perguntes, segue-o!".

Friedrich Nietzsche

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ANÁLISE DA FORMAÇÃO DE LESÕES CERVICAIS NÃO-CARIOSAS (ABFRAÇÃO) EM DENTES HUMANOS SUBMETIDOS A CARGAS OCLUSAIS CÍCLICAS

Adriana Oliveira Braga

Março/2009

Orientador: Luiz Carlos Pereira

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

Este trabalho teve como objetivo avaliar possíveis alterações superficiais nas faces vestibular e palatina de dentes humanos quando submetidos a carregamento cíclico a 45° em relação a seus eixos longitudinais. De acordo com a literatura, cargas aplicadas com essa angulação geram tensões desfavoráveis à estrutura dentária, o que poderia provocar lesões de abfração. Essas lesões se caracterizam pela perda de tecido dental na região cervical, interface entre a coroa e a raiz do dente. Para esta análise, doze pré-molares íntegros foram selecionados e embutidos em uma base de resina. A partir da análise do método dos elementos finitos foi definido um valor de 200N para a carga a ser aplicada no sistema. Inicialmente, as superfícies vestibular e palatina dos dentes foram analisadas no microscópio eletrônico de varredura (MEV) e no rugosímetro. Também foram feitos moldes das referidas faces para análise no rugosímetro. Os dentes, sempre mantidos sob irrigação, foram submetidos a um carregamento de no máximo 3×10^6 ciclos. Após o ensaio de fadiga, os elementos foram novamente analisados MEV e no rugosímetro. Nova moldagem após o carregamento foi feita para a análise no rugosímetro. Os resultados mostram que podem existir diferentes mecanismos de iniciação e propagação de trincas no mesmo elemento dentário. Em casos onde a propagação de uma trinca de fadiga preponderou, o elemento dentário apresentou fratura. Entretanto, caso o desenvolvimento de microtrincas que se interconectem com trincas secundárias se sobreponha à propagação da trinca de fadiga, ocorre a perda de tecido na superfície dentária, caracterizando a etapa inicial do processo de abfração.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

ANALYSIS OF FORMATION OF NON-CARIOUS CERVICAL LESIONS
(ABFRACTION) IN HUMAN TEETH SUBMITTED TO OCCLUSAL CYCLICAL LOADS

Adriana Oliveira Braga

March/2009

Advisor: Luiz Carlos Pereira

Department: Metallurgical and Materials Engineering

This study aimed to evaluate possible superficial changes in the buccal and palatal aspects of human teeth when these are submitted to cyclic loading to 45° on their long axis. According literature, this kind of load generates tensions which could cause lesions called abfraction. This injury is characterized by the loss of dental tissue in the cervical region, the interface between the crown and root of the tooth. For this analysis, twelve sound pre-molars were selected and embedded in a resin base. The analysis of the finite element method defined a value of 200N for the load to be applied in the system. Initially, buccal and palatal surfaces of teeth were examined in the scanning electron microscope (SEM) and in a surface texture measuring instrument (STMI). Beside of this, molds of the faces were made for analysis in STMI. The teeth were always kept under irrigation. They were submitted to loading during 3×10^6 cycles. After fatigue testing, the teeth were further examined in SEM and in STMI. New molds were made and then analyzed in STMI. Results show that there may be different mechanisms of initiation and propagation of cracks in the same tooth. In cases where the propagation of a fatigue crack prevails, the tooth presents dental fracture. However, if the development of microcracks which are interconnected with secondary cracks overlaps the propagation of the fatigue crack, there is loss of dental tissue in the tooth surface, characterizing the initial stage of the process of abfraction.

SUMÁRIO

1- Introdução	01
2- Revisão Bibliográfica	03
2.1- Etiologia e classificação das lesões cervicais não-cariosas	03
2.2- Propriedades físicas e mecânicas dos tecidos dentários.....	06
2.3- Relações interoclusais e abfração	09
2.4- Erosão e o papel da saliva	14
2.5- Concentradores de tensões	16
2.6- Método dos elementos finitos	24
3- Objetivos	26
4- Materiais e Métodos	27
4.1-Materiais	27
4.1.1- Obtenção e preparo das amostras	27
4.2- Métodos	30
4.2.1- Primeira análise das amostras	30
4.2.2- Seleção da carga e do ponto de carregamento	33
4.2.3- Montagem e carregamento das amostras	35
4.2.4- Segunda análise das amostras.....	37
5- Resultados e discussão	38
5.1- Análises de rugosidade	39
5.2- Análises da superfície através do microscópio eletrônico de varredura.....	43
5.2.1- Grupo 1	45
5.2.2- Grupo 2	72
5.2.3- Grupo 3	82
6- Conclusões	95
7- Sugestões para trabalhos futuros	96
8- Referências Bibliográficas	97

Anexo I	105
Anexo II	106
Anexo III	153
Anexo IV	155

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Tecidos que constituem o elemento dentário e o periodonto.....	7
Figura 2: (a) Força resultante é dirigida verticalmente através do eixo longitudinal do dente; (b) contatos em vertentes geram componentes de forças horizontais. Extraído e modificado de OKESON.....	11
Figura 3: Formação da lesão, segundo Lee e Eakle. Fratura entre os prismas de esmalte. As setas indicam as tensões de tração e compressão, na região cervical, causadas pela força oclusal aplicada lateralmente. Extraído e modificado de LEE e EAKLE 1984.....	13
Figura 4: - Modelo de trinca de Griffith. Extraído e modificado de DIETER, G.....	17
Figura 5: Modos de carregamento I, II e III. Extraído e modificado de ANDERSON,T. L.....	17
Figura 6: Cargas excêntricas podem causar tensões semelhantes àquelas observadas no modo I de carregamento (abertura da trinca).....	18
Figura 7: Distribuição do campo elástico de tensão à frente da trinca.Extraído e modificado de BARSOM, J.M.....	20
Figura 8: Representação esquemática da zona plástica à frente da ponta de uma trinca. Extraído e modificado de BARSOM, J.M.....	21
Figura 9: Exemplares de dentes embutidos em resina epóxi n. ^o 8003; a seta à direita indica a junção amelocementária.....	27
Figura 10: Teste de carregamento estático, na máquina EMIC, em dente natural embutido em resina epóxi n. ^o 8003.....	28
Figura 11: Dentes de aço embutidos em DUREPOXI (a) e em resina epóxi n. ^o 8003 (b).....	28
Figura 12: Teste de carregamento estático em dente de aço embutido em DUREPOXI®	29
Figura 13: Moldes das faces vestibular (à esquerda) e palatina (à direita)	31
Figura 14: Moldes das faces vestibular (à esquerda) e palatina (à direita).....	32
Figura 15: Seta indicando a direção da leitura da face vestibular do elemento dentário.....	32
Figura 16: Seta indicando a direção da leitura da face vestibular do molde.....	33
Figura 17: Comparação e análise do carregamento através do Método dos Elementos Finitos. No detalhe, concentração de tensões na área de interesse.	34
Figura 18: Máquina de carregamento cíclico.....	35
Figura 19: Dispositivo criado para manter o dente na inclinação adequada.....	36
Figura 20: Seta indicando o punção da máquina de carregamento cíclico.....	36
Figura 21: Diferenças na textura superficial na área cervical de dois elementos dentários distintos.	39
Figura 22: Esquema ilustrativo da direção da análise do rugosímetro na face vestibular do dente e a correspondência do terço cervical do dente com o resultado do gráfico.....	40

Figura 23: Esquema ilustrativo da direção da análise do rugosímetro na face vestibular do molde e a correspondência do terço cervical do molde com o resultado do gráfico. Note que a direção das setas são diferentes para as Figura 22 e 23. Essa diferença foi corrigida com a inversão dos gráficos.	40
Figura 24: Gráfico (a) obtido a partir da leitura da superfície do molde. Gráfico (b) obtido através da inversão de valores positivos e negativos (picos e vales) do gráfico (a).....	41
Figura 25: Imagens comparativas da análise 1 (a, c, e e g) e 2 (b, d, f, h)da face palatina do dente 1.....	47
Figura 26: Imagens comparativas da análise 1 (a e c) e 2 (b e d) da face vestibular do dente 1....	48
Figura 27: Imagens da análise 1 (a, c e e) e 2 (b, d e f) da face palatina.....	50
Figura28: imagens da análise 1 (a, c e e) e 2 (b, d e f) da face vestibular.....	51
Figura 29: Imagens comparativas da análise 1 (a, c, e e g) e 2 (b, d, f, h) da face palatina do dente 1.....	53
Figura 30: Imagens comparativas da análise 1 (a, c, e e g) e 2 (b, d, f, h)da face vestibular do dente 6.....	54
Figura 31: Imagens comparativas da análise 1 (a e c) e 2 (b e d) da face palatina do dente 7.....	56
Figura 32: Imagens comparativas da análise 1 (a e c) e 2 (b e d) da face vestibular do dente 7 ...	57
Figura 33: Imagens da análise 1 (a, c e e) e análise 2 (b, d e f) da face palatina	58
Figura 34: Imagens comparativas da análise 1 (a e c) e 2 (b e d) da face vestibular do dente 8....	59
Figura 35: Imagens comparativas da análise 1 (a e c) e análise 2 (b e d) da face palatina do dente 10.....	60
Figura 36: Ampliação da imagem de trincas detectadas na análise 2 (Figura d) da face palatina do dente 10.....	61
Figura 37: Imagens comparativas da análise 1 (a, c e e) e análise 2 (b, d e f) da face vestibular do dente 10.	62
Figura 38: Imagens comparativas da análise 1 (a, c, e e g) e análise 2 (b, d, f e h) da face palatina do dente 11.	64
Figura 39: Imagem mostrando ampliação do destaque da Figura 38 b : uma trinca horizontal e uma vertical surgidas após o teste de carregamento.....	65
Figura 40: Imagens comparativas da análise 1 (a, c, e e g) e análise 2 (b, d, f, h) da face vestibular do dente 11.....	67
Figura 41: Imagens comparativas da análise 1 (a, c e e) e análise 2 (b, d e f) da face palatina do dente 12.	69
Figura 42: Imagens comparativas da análise 1 (a, c, e e g) e análise 2 (b, d, f, h) da face vestibular do dente 12.	70
Figura 43: Dente fraturado na região cervical.....	72
Figura 44: Imagens comparativas da análise 1 (a e c) e análise 2 (b e d) da face vestibular do dente 3. A- Linha divisória entre cimento e esmalte (JCE).....	73

Figura 45: Ampliação da área em destaque da Figura 44 d , onde observa-se a propagação de trinca até a JCE (área circundada) e a alteração na superfície do esmalte, indicada pela seta.....	74
Figura 46: Imagens da área interna da fratura no lado palatino (a e b) e no lado vestibular (c, d, e, f e g) do elemento 3. Em c, seta indica início da fratura.....	75
Figura 47: Imagens comparativas da análise 1 (a, c, e e g) e análise 2 (b, d, f e h) da face palatina do dente 9.....	78
Figura 48: Imagens comparativas da análise 1 (a, c, e e g) e análise 2 (b, d, f e h) da face palatina do dente 9.	79
Figura 49: Imagens da área interna da fratura no lado palatino (a e b) e no lado vestibular (c e d) do elemento 9. A – Término da fratura. As setas em b e c indicam área de início de fratura.....	80
Figura 50: Imagens comparativas da análise 1 (a e c) e análise 2 (b e d) da face vestibular do dente 4.....	83
Figura 51: Imagens da área interna da fratura da cúspide palatina. A linha tracejada em b corresponde ao sulco principal em um dente íntegro.....	84
Figura 52: Imagens da face palatina antes do carregamento.....	85
Figura 53: Imagens comparativas da análise 1 (a, c e e) e análise 2 (b, d e f) da face vestibular do dente 5.....	86
Figura 54: Imagens da fratura na face palatina do dente 5.....	87
Figura 55: Formação da lesão de abfração, segundo Lee e Eakle.	89
Figura 56: Lesão característica de abfração	90
Figura 57: Contato excêntrico, levando à concentração de tensões de tração na região cervical na face vestibular com formação de trincas de pequeno comprimento. Extraído e modificado de CUNHA (2005).....	90
Figura 58: Formação de microtrincas devido à concentração de tensões de tração na região cervical na face vestibular. No detalhe, trincas superficiais e secundárias se interconectam e levam à perda de material na região de cimento. Como consequência, desaparecimento de trincas pequenas (porém pontiagudas) e formação da trinca maior, porém arredondada, característica da formação da abfração. Extraído e modificado de HEYMANN (1991).....	91
Figura 59: Comparação entre as imagens antes do teste de carregamento (a) e depois do carregamento (b) para um elemento que apresentou fratura após o teste.	92
Figura 60: Corte sagital em elemento dentário. Seta indica a formação de trincas em área de cimento.....	93
Figura 61: Modelo de formação de lesão de abfração proposto por Lee e Eakle, modificado para indicar trinca que atingiu comprimento crítico para fratura (ac).....	94
Figura A-1: Região cervical do dente.....	105
Figura A-2: Faces do dente.....	105

1. INTRODUÇÃO

A ocorrência de lesões cervicais não cariosas (LCNC) é fato rotineiro dentro da clínica odontológica. A freqüente perda de estrutura dentária, seja esmalte, dentina ou cimento, na região cervical dos dentes levou à realização de inúmeros estudos que visam descobrir a etiologia, os mecanismos de desenvolvimento e as melhores formas de prevenção e tratamento de tais patologias, que apresentam uma variedade de formas clínicas, desde sulcos rasos e lesões côncavas largas, a defeitos em forma de cunha (LEVITCH *et al.*, 1994).

Segundo REES (2000), a primeira citação de defeitos em forma de cunha que afetam a face vestibular de dentes anteriores, foi feita em 1894 por Zsigmondy.

Vários estudos têm sido realizados, mas muitas questões ainda não foram respondidas. Em pesquisa feita por BADER *et al.* (1993) ficam evidentes as dúvidas dos cirurgiões-dentistas com relação à terminologia, às causas das LCNC e ao tipo de tratamento que deve ser proposto, o que indica a necessidade de melhor compreensão de tais lesões.

Tradicionalmente, a patogênese das LCNC, também chamadas de lesões classe V não cariosas, tem sido atribuída a duas causas principais: abrasão, caracterizada pela perda de substância dentária através de meios mecânicos (como escovação, por exemplo) e erosão, causada por meios químicos, oriundos da dieta, do meio ambiente ou da regurgitação de ácidos estomacais (BURKE *et al.*, 1995).

Os estudos de LEE e EAKLE (1984) apontaram para uma possível etiologia, ao sugerirem que as tensões resultantes da flexão dental causada pela forças oclusais poderiam ser o fator principal para o início dessas lesões. Esta hipótese é bem aceita pela comunidade odontológica porque conseguiu explicar algumas características peculiares da perda de tecido dentário na região cervical. Seguindo na mesma direção, surge na literatura o termo

abfração (GRIPPO, 1991) para nomear essas lesões que ocorrem em um ponto distante de onde a carga está sendo aplicada.

Atualmente acredita-se que embora o carregamento oclusal desempenhe papel importante, ele não é o único responsável pela formação das lesões cervicais (GRIPPO e SIMRING, 1995).

Substâncias químicas intraorais e a abrasão provocada pela escovação e pelo uso de dentifrícios, combinados com a atividade dinâmica funcional (como mastigação e deglutição, por exemplo) e movimentos parafuncionais levam à corrosão sob tensão (GRIPPO, 1995, LYONS, 2001, LAMBRECHTS *et al.*, 1996). Este fenômeno é caracterizado pelo avanço da corrosão em materiais que são submetidos a cargas repetidas. Essa teoria é reforçada por vários autores que acreditam que as LCNC são provavelmente causadas por um número de fatores em combinação, caracterizando sua etiologia multifatorial (YAP e NEO, 1995, GRIPPO, 1996, IMFELD, 1996, LEE, 1994, SPRANGER, 1995, BADER *et al.*, 1996), já que os dentes estão inseridos em um complexo ecossistema (GRIPPO, 1995). Vários pesquisadores destacam o papel de proteção que a saliva desempenha diante de fatores tão agressivos à estrutura dental (YOUNG e KHAN, 2002, LUSSI, 1996, IMFELD, 1996, BENEVIUS, 1988).

Apesar do grande número de trabalhos que analisam a perda de estrutura dentária na região cervical, muitas questões ainda continuam sem respostas. Atualmente muitos esforços têm sido empregados no intuito de compreender melhor um tipo de LCNC, que se manifesta clinicamente como lesões em forma de cunha, supostamente provocadas por tensões de tração concentradas nesta região. Essa patologia chamada de abfração é ponto fundamental em nosso estudo. Através de testes de carregamento oclusal oblíquo em elementos dentários realizados *in vitro* em ambiente neutro, esse estudo visa analisar a perda de tecido dentário localizada na região de interface cimento/esmalte e propagação das trincas em esmalte, dentina e cimento. O método dos elementos finitos (MEF) foi também utilizado para avaliação das tensões provocadas por carregamento oclusal oblíquo localizadas na região cervical.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1- Etiologia e classificação das lesões cervicais não cariosas

A perda de estrutura dentária na região amelocementária (junção cimento/ esmalte ou JCE) devido a mecanismos não-cariosos pode variar em termos de etiologia e características clínicas entre os indivíduos e pode estar associada a processos fisiológicos ou patológicos (LITONJUA, 2004a).

GRIPPO e SIMRING (1995) afirmam que G.V. Black, na publicação de “A Work on Operative Dentistry”, em 1908, defende a teoria que a abrasão dentária é a causa da erosão. Entretanto o uso do termo erosão trouxe informações ambíguas à comunidade odontológica, já que Black não fez uma diferenciação precisa entre etiologias e as várias lesões que elas causam. A fonte de confusão está relacionada com a falta de compreensão, ou talvez, de concordância, com relação à etiologia das lesões cervicais (BADER *et al.*, 1993).

Segundo YAP e NEO (1995), os termos confusos e contraditórios empregados para tratar de perdas dentárias cervicais não provocadas por cárie refletem sua etiologia multifatorial e incluem cavidades provocadas por abrasão, lesões erosivas/abrasivas, abrasão cervical, defeitos em forma de cunha, entalhes cervicais e lesão cervical de origem idiopática. Todas essas terminologias referem-se à mesma ‘lesão’ clínica, que é caracterizada macroscopicamente pela perda de tecido cervical e vestibular dos dentes. Emprega-se então o termo lesão cervical não-cariosa (LCNC) já que ele não implica nenhuma etiologia específica.

Tradicionalmente, a patogênese da LCNC (também chamada de lesão classe V não-cariosa) era atribuída a duas causas maiores:

- abrasão, a perda de substância através de meios mecânicos, como escovação.
- erosão, a perda de substância através de meios químicos oriundos da dieta, do meio ambiente e da regurgitação ácida do estômago (BURKE *et al.*, 1995); nesta

classificação, exclui-se a presença de bactérias, sendo que os ácidos podem ser de origem extrínseca ou intrínseca (NEVILLE, 1998 e SHAFFER, 1987).

Outro processo que pode levar à perda irreversível de estrutura dentária é a atrição, termo clínico utilizado para descrever o desgaste de tecido duro resultante do contato dente-a-dente, sem a interferência de nenhuma substância estranha. Tais contatos ocorrem durante a fala, a deglutição e quando fazemos força para levantar algo pesado, por exemplo (IMFELD, 1996).

Entretanto as hipóteses anteriores não conseguiam explicar a presença de lesões em forma de cunha, presentes em apenas um ou em poucos elementos dentários não adjacentes e/ou freqüentemente localizadas em região subgingival, área onde teoricamente não deveriam ocorrer desgastes por erosão ou abrasão (PEGORARO *et al.*, 2005) sendo, por isso, chamadas de lesões cervicais de origem idiopática. LITONJUA *et al.* (2003) e BARTLET e SHAH (2006) afirmam que, no início da década de 80, McCoy questionou o papel da abrasão provocada pela escovação na etiologia da lesão que, até então, era chamada de erosão cervical, propondo que o bruxismo (XHONGA, 1977) pudesse ser a causa primária dos entalhes angulados localizados na junção amelocementária ou JCE. Após a observação de mais de cem casos de pacientes que apresentavam lesões cervicais, LEE e EAKLE (1984) sugeriram que a tensão oclusal poderia ser o fator desencadeante para lesões cervicais sem causa aparente. Estudos anteriores já haviam mostrado que cargas excêntricas aplicadas às superfícies oclusais dos dentes geravam tensões que se concentravam na região cervical (THRESHER, 1973).

Em artigo publicado em 1996, LEE e EAKLE (1996) afirmaram que forças oclusais geradas durante a mastigação e o bruxismo provocam flexão dentária e reforçam a teoria de que a resultante da tensão de tração na área do fulcro cervical dos dentes quebra as ligações químicas das estruturas cristalinas do esmalte e dentina, permitindo que pequenas moléculas entrem nas microtrincas, impedindo que as ligações químicas quebradas se refaçam. A presença de outros mecanismos de agressão, como ácidos e escovação incorreta

ou excessiva, poderia, em associação com as microfraturas induzidas pela tensão oclusal, levar a uma maior dissolução do esmalte.

Mais tarde, lesões cervicais provocadas tensões oclusais foram devidamente classificadas por GRIPPO (1991) como abfrações. O termo abfração vem do latim (ab = afastamento e fractio = fratura) e foi sugerido pelo autor porque está de acordo com o mecanismo de formação das lesões.

As características LCNC apresentam geralmente dois padrões (BENEVENIUS *et al.*, 1993), um com ângulos internos agudos (em forma de V ou cunha) e outro com ângulos arredondados. BRADY e WOOD (1977) avaliaram réplicas das superfícies de lesões não cariosas com a utilização do microscópio eletrônico de varredura (MEV) e identificaram claramente estes dois padrões. Sugeriram então que as lesões provavelmente são causadas por mecanismos de ação distintos, associando as lesões angulares ao efeito de tensões oclusais e as lesões arredondadas à “abrasão física” proveniente de fluidos orais ou da limpeza mecânica. Essa teoria é compartilhada por DAWID *et al.* (1991). BRACKETT (1994) a partir da observação clínica das lesões, também correlacionou forma e etiologia, sugerindo que as lesões em forma de “V” resultam de um carregamento mal direcionado, enquanto que as lesões arredondadas são primariamente produzidas por ácidos. Uma avaliação clínica conduzida por BRAEM *et al.* (1992) também ilustra o potencial das tensões de tração para o desenvolvimento de defeitos em forma de cunha, mostrando que o estágio inicial da lesão é caracterizado por um padrão corrugado ou em forma de onda na superfície da área degradada do esmalte cervical, que se torna então enfraquecida e é removida por processos externos, permitindo que a lesão avance pela dentina.

Depois de décadas de estudos e pesquisas, sabe-se que na etiologia das lesões cervicais, ácidos, processos abrasivos e tensões oclusais podem interagir ou atuar separadamente, dependendo de circunstâncias específicas (BRAEM *et al.*, (1992). Resultados de vários autores sugerem que as LCNC realmente têm etiologia multifatorial. (LYONS, 2001, IMFELD, 1996, YAP, 1996, BURKE *et al.*, 1995, NUNN, 1996, SPRANGER, 1995, BARTLETT e SHAH, 2006) e que múltiplos mecanismos causais podem atuar no início e na progressão de lesões individuais.

O uso do termo erosão, empregado para designar lesões resultantes de mecanismos diferentes, foi contestado por GRIPPO (1996). Segundo ele, o termo corrosão, é definido pelo “Glossary of Metallurgic Terms and Tables” e endossado pela Sociedade Americana para Metais, como a deterioração física de um material através de ataque químico ou eletroquímico e, portanto, descreveria mais precisamente o processo ao qual os dentistas chamam de erosão. O autor acrescenta ainda que engenheiros utilizam o termo corrosão sob tensão (PALAMARA *et al.*, 2006, LAMBRECHTS *et al.*, 1996, LYONS, 2001) sempre que tensões estão concentradas na presença de uma substância corrosiva e que esse novo termo deveria começar a ser empregado pela Odontologia.

O primeiro passo para um efetivo tratamento das LCNC é o reconhecimento de suas causas e a frequência com a qual estão sendo restauradas (LYTTLE *et al.*, 1998). Se o fator causal das lesões não for interrompido, em um certo estágio a dentina ficará exposta, podendo apresentar sensibilidade dolorosa, aumentando a retenção de placa e a incidência de cárie, comprometendo a integridade estrutural, a vitalidade pulpar e a estética. (LAMBRECHTS *et al.*, 1996, BARDER *et al.*, 1993). Cerca de 30% das LCNC é considerada sensível na primeira avaliação (LAMBRECHTS *et al.*, 1996), sendo queixa comum dos pacientes e motivo para visita ao dentista.

As dúvidas tanto no que se refere à terminologia e à classificação, quanto ao correto diagnóstico e tratamento das lesões classe V não cariosas mostram que ainda há necessidade de se aprender mais sobre a etiologia de lesões cervicais para que, antes que elas sejam corretamente tratadas, possam ser prevenidas (LEVITCH *et al.*).

2.2- Propriedades físicas e mecânicas dos tecidos dentários

De um ponto de vista biomecânico é importante compreender os constituintes anatômicos dos dentes (Figura 1) e as características básicas das tensões que se desenvolvem localmente nos elementos dentários sob diferentes condições de carregamento (PALAMARA *et al.*, 2006).

Biologicamente, o elemento dentário é composto por esmalte, dentina, cimento (constituídos por tecidos duros) e polpa dental. A dentina, o tecido mineralizado que forma a maior parte do elemento dentário, localiza-se entre o esmalte e a polpa. Possui uma microestrutura característica que consiste em uma matriz de colágeno tipo I que é reforçada por apatita carbonatada nanocristalina. Essa matriz envolve túbulos cilíndricos que ligam a junção amelodentinária à polpa. (KINNEY *et al.*, 1999).

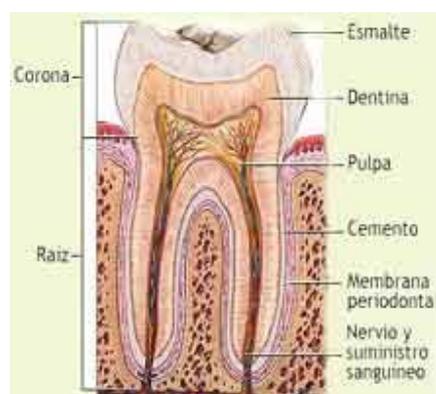


Figura 1 - Tecidos que constituem o elemento dentário e o periodonto.

O esmalte, estrutura mais mineralizada que a dentina, é formado por 96% em peso de material inorgânico, composto por cristais de hidroxiapatita na forma de prismas (estruturas alongadas). Entre os prismas, encontra-se uma substância interprismática, por onde os cristais distribuem-se em forma de leque (MJÖR, 1990). A distribuição dos prismas de uma maneira aproximadamente radial confere ao esmalte características anisotrópicas. Os prismas policristalinos estão alinhados de maneira específica, pelo menos em algumas regiões do dente, apresentando respostas diferentes a cargas aplicadas em pontos diferentes da superfície dentária. Existe ainda uma grande variação entre os valores do módulo de elasticidade do esmalte encontrados na literatura, o que parece indicar que os diferentes autores estão se referindo a medidas realizadas em diferentes orientações em relação ao eixo de simetria do material (DE LAS CASAS *et al.*, 2003). Os resultados mostraram que valores mais elevados do módulo de Young foram obtidos através de carregamentos realizados em direção paralela aos prismas.

Devido ao grande teor mineral e ao seu alto módulo de elasticidade, o esmalte é considerado a estrutura mais dura e firme do corpo humano (HE *et al.*, 2006) e devido a essas características, tende a se comportar como um material frágil.

Contrariamente ao esmalte, a dentina possui um maior conteúdo orgânico (colágeno), que contribui para a redução do módulo de elasticidade, além de, em consequência do seu menor conteúdo mineral, apresentar menor valor de dureza.

As propriedades elásticas da dentina são de considerável importância para a compreensão das propriedades mecânicas dos tecidos calcificados em geral e para compreensão de alterações nas respostas mecânicas desses tecidos quando submetidos a fatores como doença e idade (KINNEY *et al.*, 1999).

Devido às características físicas e às propriedades estruturais peculiares ao esmalte e à dentina, estes tecidos reagem diferentemente às tensões. Cada material apresenta seus limites de resistência, como demonstrado nos estudos experimentais. Essa diferença no comportamento entre tecidos que estão intimamente vinculados desperta grande interesse. Na realidade é a combinação dessas duas estruturas com características diversas e complementares que garante a integridade do elemento dental. O esmalte, tecido exposto ao ambiente oral, está sujeito a agressões microbianas, térmicas e a outros tipos de injúrias químicas e físicas. Não é por acaso que sua característica mais importante seja a dureza. Entretanto, sabe-se que essa propriedade está intimamente ligada a um comportamento frágil do material, apresentando maior probabilidade de fratura na presença de algum defeito. Contrariamente ao esmalte, a dentina é dúctil, flexível e capaz de absorver energia e resistir à fratura. Por isso, o sucesso do dente depende da união durável entre esses dois tecidos diferentes através da junção amelodentinária. (WHITE *et al.*, 2005).

A interface biológica entre o esmalte e a dentina pode diminuir as tensões, inibindo localmente a propagação da trinca (GIANNINI, 2004 IMBENI *et al.*, 2005).

O cimento é o menos duro e o menos mineralizado dos três tecidos dentários. Seu conteúdo mineral é de aproximadamente 65% do peso, sendo constituído por cálcio e fósforo, principalmente sob a forma de hidroxiapatita. Está localizado ao redor das raízes dentárias, em contato com o osso através do ligamento periodontal. A quantidade desse tecido aumenta durante a vida, mas ainda assim, apresenta um volume reduzido quando comparado à dentina ou ao esmalte.

Deve-se observar que a área de interface entre esmalte e cimento, conhecida por junção amelo-cementária, localizada ao redor de toda cervical do elemento dentário, é região de menor resistência estrutural, já que nessa interface o esmalte apresenta menor espessura (PALAMARA *et al.*, 2000, GRIPPO, 1995 e 2004). Essa interface está sujeita a variações anatômicas, que podem inclusive levar a pequenas exposições do tecido dentinário que se encontra sob a junção. Essa exposição poderia aumentar a suscetibilidade à abrasão durante a escovação em alguns casos (LITONJUA, 2004a).

2.3- Relações interoclusais e abfração

O contato das faces oclusais dos elementos dentários superiores e inferiores ocorre durante atividades normais, tais como fonação, mastigação e deglutição e também quando organismo está realizando movimentos parafuncionais, como o bruxismo. O bruxismo pode ser definido como o freqüente apertamento e ranger dos dentes, sem que a mastigação esteja envolvida (XHONGA, 1977).

O relacionamento maxilomandibular que obtém o maior número de contatos entre os dentes superiores e inferiores é descrito como a posição terminal do fechamento mandibular fisiológico (MOHL, 1991). Durante o fechamento seria desejável que os contatos fossem simultâneos no maior número possível de elementos dentários, conferindo estabilidade à mandíbula e garantindo que a carga oclusal fosse corretamente distribuída, protegendo os elementos dentários individualmente.

Os elementos dentários anteriores têm como uma de suas funções receber o carregamento oclusal, quando a mandíbula realiza seus movimentos excursivos, ou seja, quando é projetada para frente ou para os lados, permanecendo os dentes posteriores sem nenhum tipo de contato. Premolares e molares (elementos dentários posteriores) são biologicamente preparados para receber cargas oclusais de maior magnitude que sejam direcionadas aos seus longos eixos. Todos os elementos dentários dentro de condições de normalidade, apresentam um ligamento periodontal capaz de absorver e transmitir as cargas recebidas à estrutura óssea de forma correta. Segundo alguns autores o ligamento periodontal que une os dentes anteriores ao suporte ósseo apresenta mais terminações proprioceptivas neurológicas do que o dos posteriores, o que representa um complexo sistema de defesas (MACIEL, 1998). Desta forma, qualquer sobrecarga nesta região faz com que o sistema de defesa proprioceptivo provoque sensibilidade imediata, ocorrendo relaxamento muscular para preservar os componentes.

Quando a oclusão é ideal, as forças mastigatórias durante a função são direcionadas ao longo do eixo do dente, dissipando as forças, o que resulta em distorção mínima da dentina e dos cristais de hidroxiapatita do esmalte (Figura 2a). Quando a oclusão foge do padrão ideal, forças laterais significativas são geradas, o que pode causar a flexão do dente, criando dois tipos de tensão na estrutura dentária. Uma delas é uma tensão de compressão, localizada no lado em que o dente está sendo fletido. A outra é uma tensão trativa, exercida no lado oposto ao da flexão (Figura 2b) (LEE e EAKLE, 1984).

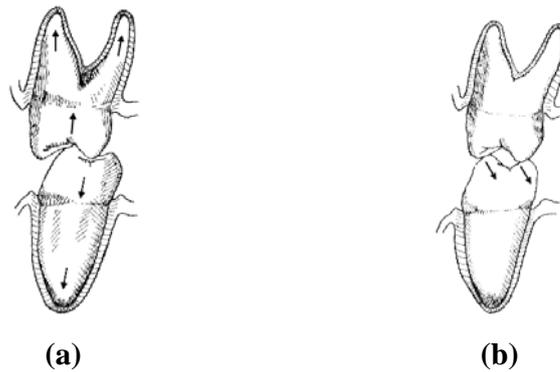


Figura 2 - **(a)** Força resultante é dirigida verticalmente através do eixo longitudinal do dente; **(b)** contatos em vertentes geram componentes de forças horizontais. Extraído e modificado de OKESON.

O fator predominante na determinação da distribuição de tensão vem do modo como os contatos ocorrem entre as superfícies de dentes antagonistas durante a mastigação (função) e bruxismo (parafunção). Em situações em que ocorra carregamento lesivo, um tratamento clínico adequado pode modificar essas superfícies de contato, tentando reduzir, assim, os componentes horizontais de força e evitando contatos prematuros que provocam na, maioria das vezes, respostas patológicas (DE LAS CASAS *et al.*, 2003).

Para muitos autores, o carregamento oclusal e as LCNC estão intimamente associados (SPRANGER, 1995). Para XHONGA (1977) existe uma correlação positiva entre bruxismo e a presença de lesões cervicais.

Estudos clínicos, como o de BEVENIUS *et al.* (1993), também encontraram resultados favoráveis à teoria da tensão oclusal. Foi realizado um traçado optoeletrônico dos movimentos mandibulares dos pacientes que apresentavam as lesões em cunha. Registrou-se um maior número de lesões no lado do arco que apresentava excursões laterais da mandíbula irregulares, o que sugere a presença de alguma desarmonia oclusal.

A correlação entre a presença de facetas de desgaste oclusais e lesões cervicais aparece diversas vezes na literatura (GRIPPO *et al.*, 2004, KHAN *et al.*, 1999). AW *et al.* (2002) encontraram facetas de desgaste, um sinal de tensionamento oclusal, nos dentes com

LCNC, respaldando a teoria que forças oclusais e flexão são fatores causais para esse tipo de patologia. Resultados semelhantes foram obtidos por PEGORARO *et al.* (2005). Entretanto, um estudo feito por ESTAFAN *et al.* (2005), através da análise de 299 modelos de gesso montados em articulador semi-ajustável, não encontrou correlação positiva entre facetas de desgaste oclusal e lesões cervicais.

LEE e EAKLE (1984) estabeleceram o mecanismo através do qual se iniciaria a formação das LCNC. Segundo eles, as tensões trativas seriam o fator etiológico primário da ‘erosão cervical’ e o ambiente intra-oral desempenharia um papel secundário na dissolução da estrutura dentária. Contatos incorretos criam uma tensão compressiva no lado para onde o dente flexionou e uma tensão trativa no lado oposto. A região sob maior tensão trativa é aquela mais próxima ao fulcro, enquanto as regiões de maior tensão compressiva são os contatos oclusais, o fulcro e o ápice da raiz. Mas a resistência à tração do elemento dentário é limitada e a força trativa que age sobre ele pode causar a quebra de ligações entre os cristais de hidroxiapatita (Figura 3).

A tração e a compressão cíclicas podem atingir um limite de fadiga, resultando no trincamento ou na quebra da estrutura dentária. (BARTLET e SHAH, 2006).

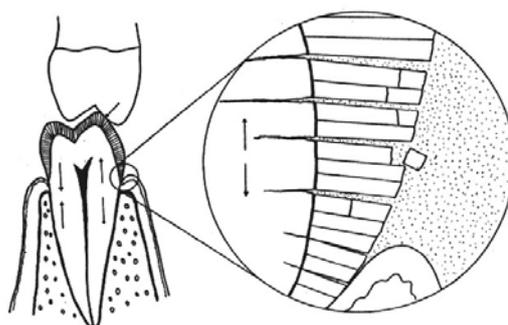


Figura 3 - Formação da lesão, segundo Lee e Eakle. Fratura entre os prismas de esmalte. As setas indicam as tensões de tração e compressão, na região cervical, causadas pela força oclusal aplicada lateralmente. Extraído e modificado de LEE e EAKLE 1984.

Com a quebra das ligações, surgiriam pequenos espaços que seriam preenchidos por moléculas de água, por exemplo, sendo que a ação dessas moléculas poderia impedir o restabelecimento das ligações químicas entre as estruturas cristalinas (LYONS, 2001). Posteriormente tensões trativas poderiam propagar trincas já iniciadas.

Para muitos autores há evidências suficientes que caracterizam a tensão trativa resultante de forças oclusais como fator desencadeante da ‘erosão cervical’. (LAMBERT e LINDENMUTH, 1994, BRAEM *et al.* 1992, LYONS, 2001). GRIPPO (1991) também vê a tensão oclusal como causa para as LCNC e assim, passou a empregar o termo abfração, substituindo o termo ‘erosão cervical’ usado, neste caso, para definir a perda de tecido dentário provocado por alterações oclusais.

Entretanto, YOUNG e KHAN (1999 e 2002) defendem a hipótese que as lesões em forma de cunha não estejam primariamente relacionadas a forças oclusais. Através de sua avaliação clínica, não encontraram um número equivalente de lesões cervicais na região palatina e vestibular, embora ambas estejam submetidas a deformações geradas pelo carregamento oclusal.

PALAMARA *et al.* (2001) compararam *in vitro* o comportamento de pré-molares humanos em ambiente neutro e em ambiente ácido quando submetidos a cargas oclusais. Os elementos dentários foram montados aos pares. Um dente de cada par foi submetido a um carregamento cíclico (100N a 2Hz por 200.000 ciclos) a 45° do eixo longitudinal do dente, imerso ácido láctico a 1%. O outro dente também estava imerso no mesmo ambiente, porém não estava sujeito ao carregamento oclusal. O grupo controle foi imerso em água, com apenas um dos dentes sob carga cíclica. Os autores identificaram um padrão de perda dental diferenciada entre os elementos submetidos ao carregamento e concluíram que a dissolução do esmalte aumentou em sítios submetidos à carga trativa.

2.4- Erosão e o papel da saliva

O termo erosão ou, como preconizado por GRIPPO (1996), corrosão, define a perda de tecidos duros através de ação química sem o envolvimento de bactérias. Pode ainda ser classificada, de acordo com a fonte do ácido, em intrínseca ou extrínseca. Fontes intrínsecas de ácidos se originam no estômago e estão associadas a desordens alimentares, tais como anorexia e bulimia nervosa (SCHEUTZEL, 1996) ou com refluxo ou regurgitação de ácidos (BARTLETT, 1996). Os fatores extrínsecos envolvidos na erosão dental apontam para quatro direções: o meio ambiente (TEN CATE e IMFELD, 1996), a dieta, o uso de medicamentos e o estilo de vida (ZERO, 1996). O consumo de bebidas e comidas ácidas, incluindo bebidas carbonatadas (HARRISON e ROEDER, 1991) e sucos de frutas naturais (GRENBY, 1996), é um potencial causador de lesões erosivas. GIUNTA (1983) relata que o uso excessivo de pastilhas mastigáveis de vitamina C também pode provocar LCNC.

Se considerarmos que o pH crítico para o esmalte dental é de aproximadamente 5,5, qualquer valor abaixo desse pH pode causar erosão, particularmente se o ataque ácido for de longa duração ou se repetir com o tempo. A saliva pode promover algum tipo de diluição ou efeito tampão, entretanto em muitos casos esse efeito é insuficiente para anular os efeitos deletérios dos ácidos (MEURMAN e TEN CATE, 1996).

Segundo um estudo pouco conclusivo de YOUNG e KHAN (2002), a saliva protege o esmalte contra erosão através da formação de uma película e, ao iniciarem o trabalho, os autores acreditavam que os sítios banhados por saliva serosa (saliva mais fluida, produzida principalmente pelas glândulas parótidas) estariam mais protegidos contra a erosão. Buscando pesquisar as associações entre patologias oclusais e as lesões cervicais, 450 pacientes com desgaste dental foram avaliados e 147 indivíduos com lesões cervicais foram identificados. Depois de uma anamnese completa, do exame clínico e de uma minuciosa análise dos modelos através de microscopia, essa população foi considerada dentro de um grupo de risco para erosão dental, devido a hipofunção salivar. Através do emprego de modelos das arcadas observados no microscópio eletrônico de varredura (MEV), foram encontrados desgastes na superfície oclusal dos dentes e observadas lesões cervicais, com

formas diferenciadas. Todos os 147 indivíduos apresentavam pelo menos uma lesão cervical, sendo que havia 145 lesões localizadas na face vestibular e 41 na face palatina. A região vestibular dos dentes superiores anteriores foi a mais afetada (36%), seguida pela região vestibular de premolares e molares inferiores (30%).

Para LEVITCH *et al.* (1994) a quantidade e qualidade da saliva produzidas constituem mais um fator intrínseco dentro do processo de perda dentária por erosão.

Para MEURMAN e TEN CATE (1996) a saliva e seus componentes protegem os elementos dentários contra a erosão através de vários mecanismos. Um fluxo salivar elevado ajuda a diluir ácidos dentro da cavidade oral, o que leva também a sua rápida remoção pela deglutição; tampões salivares em parte neutralizam os ácidos no fluido oral; os níveis de cálcio e fosfato na saliva agem como íons comuns aos minerais no esmalte e na dentina, resultando em menor taxa de dissolução de mineral; íons minerais salivares também podem se precipitar durante a remineralização das lesões erosivas; as mucinas salivares e outros componentes orgânicos formam uma película na superfície dentária, que inibe ou reduz a perda mineral durante a dissolução ácida e a produção de saliva é aumentada pela estimulação de ácidos nas glândulas salivares.

A especificidade do sítio da proteção salivar oferece uma boa explicação para as localizações nas quais a erosão oclusal e lesões cervicais rasas estão associadas (KHAN *et al.*, 1999).

2.5- Concentradores de tensões

ICHIM *et al.* (2007) descrevem a teoria de Griffith, segundo a qual, para compreender o processo de fratura de materiais frágeis, devem-se considerar a nucleação e o crescimento de trincas a partir de defeitos pré-existentes. Sua teoria se baseia na constatação que todos os materiais frágeis contêm defeitos intrínsecos que concentrariam altas tensões em suas extremidades, e quando submetidas a carregamento as trincas se

iniciariam a partir desses defeitos e tenderiam a crescer com a repetição do processo (ainda que os defeitos fossem inicialmente pouco críticos).

Percebe-se que a presença de qualquer defeito ou irregularidade na intimidade do tecido dentário funcionaria como concentrador de tensão, tornando-se ponto de partida para a formação de uma trinca com conseqüências imprevisíveis à integridade de toda a estrutura. Considerando-se que a dentina, e principalmente o esmalte, têm um comportamento mais próximo ao dos materiais frágeis esse fato torna-se particularmente importante.

Os concentradores de tensão podem ter efeitos mais ou menos deletérios dependendo de seu tamanho e forma (Figura 4). A extremidade dos defeitos tem potencial para concentrar e amplificar as tensões atuantes sobre um determinado material.

A magnitude desta tensão máxima (σ_m) pode ser calculada a partir da tensão nominal (σ_o), conhecendo-se os valores do comprimento do defeito (a), quando o defeito for superficial) e do raio de curvatura da sua extremidade (ρ). A razão entre σ_m/σ_o é conhecida como fator de concentração de tensões (K_t) e corresponde à medida do grau de amplificação das tensões na extremidade do defeito.

$$\sigma_m = \sigma_o [1 + 2 (a/\rho)^{1/2}] \quad \text{Eq. (1)}$$

$$\text{Assim: } K_t = \sigma_m/\sigma_o = 1 + 2 (a/\rho)^{1/2} \quad \text{Eq. (2)}$$

Considerando-se que o tamanho da trinca é relativamente grande em relação ao raio de curvatura ($a \gg \rho$):

$$\sigma_m = 2 \sigma_o (a/\rho)^{1/2} \quad \text{Eq. (3)}$$

$$\text{Assim: } K_t = 2 (a/\rho)^{1/2} \quad \text{Eq. (4)}$$

Quanto maior o comprimento do defeito ($\uparrow a$) ou menor a curvatura da sua extremidade ($\downarrow \rho$), maior é o fator de concentração de tensões ($\uparrow K_t$).

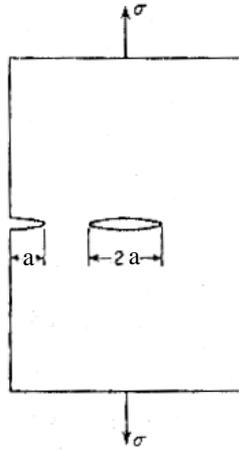


Figura 4 - Modelo de trinca de Griffith. Extraído e modificado de DIETER, G.

O deslocamento das faces de uma trinca pode ocorrer de três formas, de acordo com as condições de carregamento. Os modos de carregamento são definidos de acordo com a figura 5: abertura (modo I); deslizamento (modo II) e cisalhamento (modo III).

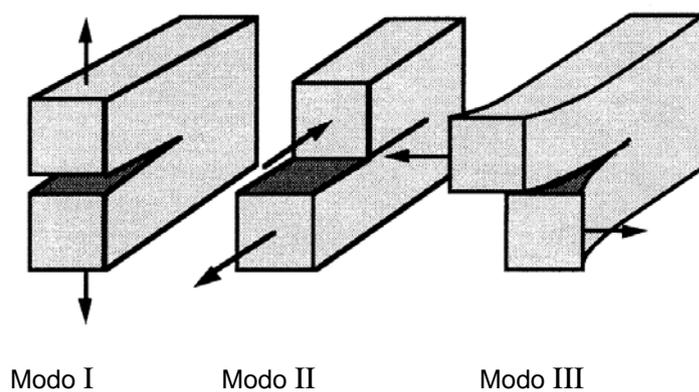


Figura 5 - Modos de carregamento I, II e III. Extraído e modificado de ANDERSON, T. L.

Nos elementos dentários sob cargas oclusais é possível identificar situações semelhantes ao modo I de carregamento (Figura 6).

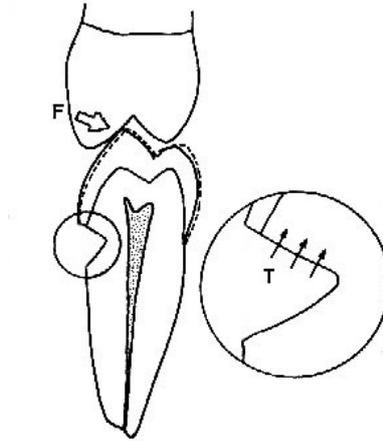


Figura 6 - Cargas excêntricas podem causar tensões semelhantes àsquelas observadas no modo I de carregamento (abertura da trinca).

Na década de 50, G. R. Irwin propôs um novo termo chamado “taxa” crítica de liberação de energia (G_c) que contém o termo γ_s e mais um termo relativo à deformação plástica localizada na ponta da trinca (γ_p), definindo uma nova equação para o critério de fratura. Este fato foi importante porque conseguiu incluir um termo relativo à deformação plástica (comum no caso dos materiais metálicos ensaiados na temperatura ambiente) e reorganizar os termos da equação, separando os que são dependentes dos fatores geométricos e de carga (tensões) do sistema – lado direito da equação (5) - daqueles relacionados com as propriedades do material.

$$\sigma_c^2 \pi a = G_c E \quad \text{Eq. (5)}$$

$$G_c = 2 (\gamma_s + \gamma_p) \quad \text{Eq. (6)}$$

Quando se trata de trincas pontiagudas (ρ tendendo a zero), outra abordagem é proposta na literatura para o problema das tensões que levam à fratura dos materiais. Neste caso, é necessário estabelecer qual o modo de carregamento ao qual o componente está submetido e a descrição do campo de tensões, à frente dessa trinca, associado a este carregamento.

Considerando-se o modo I de carregamento, os campos de tensões à frente de uma trinca passante contida num painel, que apresenta um tamanho muito reduzido em relação às dimensões desse painel, e submetida a uma tensão nominal σ_o , são descritos de acordo com as equações contidas na figura 7. Verifica-se que, no plano da trinca ($\theta = 0$), as tensões σ_{xx} e σ_{yy} são iguais e o valor dessas tensões cresce ao aproximar-se da ponta da trinca. Há nessa equação o parâmetro K (Fator de intensidade de tensões), proposto por Irwin, que depende do modo de carregamento (I, II e III), do componente de tensão (σ_{ij}) em análise e das dimensões e localização da trinca no sólido.

Para o modo I de carregamento e considerando-se o componente de tração (σ_{yy}) na ponta da trinca, os termos podem ser rearranjados adequadamente tal que:

$$K_I = Y \sigma (\pi a)^{1/2} \quad \text{Eq. (7)}$$

Onde: Y = parâmetro de forma = f (a/W)

a = tamanho da trinca

W = largura do sólido

O parâmetro Y será uma função das dimensões do componente (ou corpo de prova), do tamanho e posicionamento da trinca nesse componente e do modo de carregamento (modo I, II ou III). Este parâmetro está relacionado à “compliance” (flexibilidade) do sistema e às cargas atuantes, e assim o seu valor é obtido através de métodos numéricos (análises por MEF), estando em geral disponível na literatura para as diversas configurações de ensaios (corpos de prova / modo de carregamento) ou situações de trincas em componentes de uso em engenharia (ANDERSON, 1994). Considerando-se a

configuração mostrada na Figura 7 para uma placa de largura infinita e trinca passante, para a qual $Y = 1$, da Equação (7) tem-se:

$$K_I = \sigma_{yy} (\pi a)^{1/2} \quad \text{Eq. (8)}$$

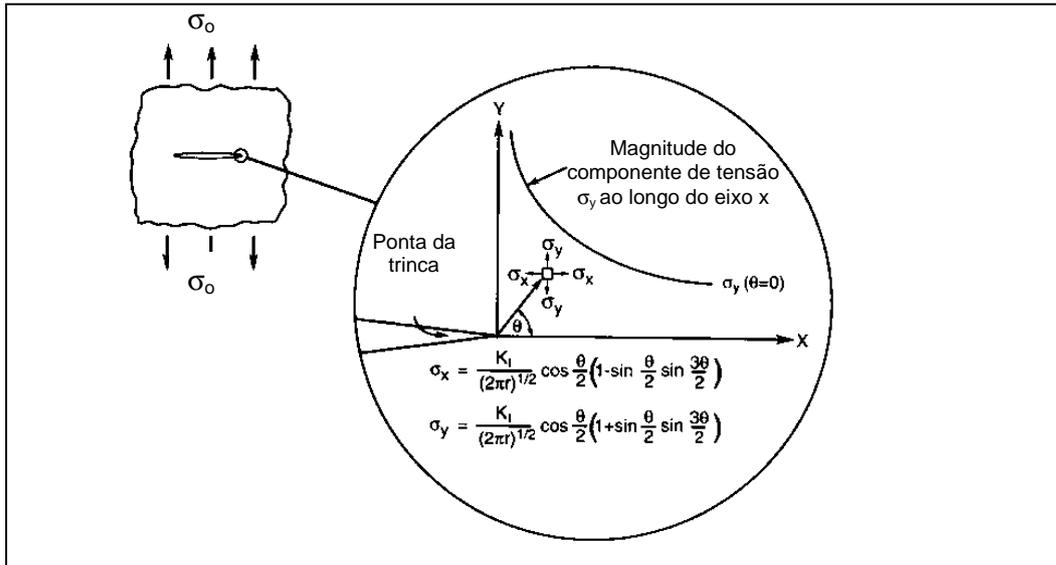


Figura 7 - Distribuição do campo elástico de tensão à frente da trinca.

Extraído e modificado de BARSOM, J.M.

Relação entre K e G

A partir do modelo de fratura de Griffith e das modificações propostas por Irwin e Orowan (EWALDS, 1986), combinando as equações (5) e (8), obtém-se:

$$K^2 = E G \quad \text{Eq. (9)}$$

Na condição de fratura, $\sigma = \sigma_c$ (tensão crítica). Assim:

$$K_c^2 = E G_c \quad \text{Eq. (10)}$$

O estado de deformação plana exige modificações nas equações do K e assim a Eq. (10) deverá ser corrigida por um fator $(1-\nu^2)$, tal que:

$$K^2 (1 - \nu^2) = E G_c \quad \text{Eq. (11)}$$

Portanto, quando um componente que contém uma trinca de tamanho a é submetido a um carregamento, $K \rightarrow K_c$, o que corresponde a $G \rightarrow G_c$. A partir desta consideração, obter o valor de K_c corresponde à determinação do valor de G_c do material, e, portanto representa a sua tenacidade à fratura, não sendo necessário o conhecimento dos valores de γ_s e γ_p do material. Dessa forma, a avaliação da tenacidade à fratura dos materiais poderá ser feita através das medidas de K_c . A vantagem disto reside no fato de que na literatura estão disponíveis expressões de K para diversas configurações de corpos de prova e valores de Y associados a estes corpos de prova. Assim, o valor de K_c será aquele relativo à carga de fratura (P_f) obtida naquele ensaio.

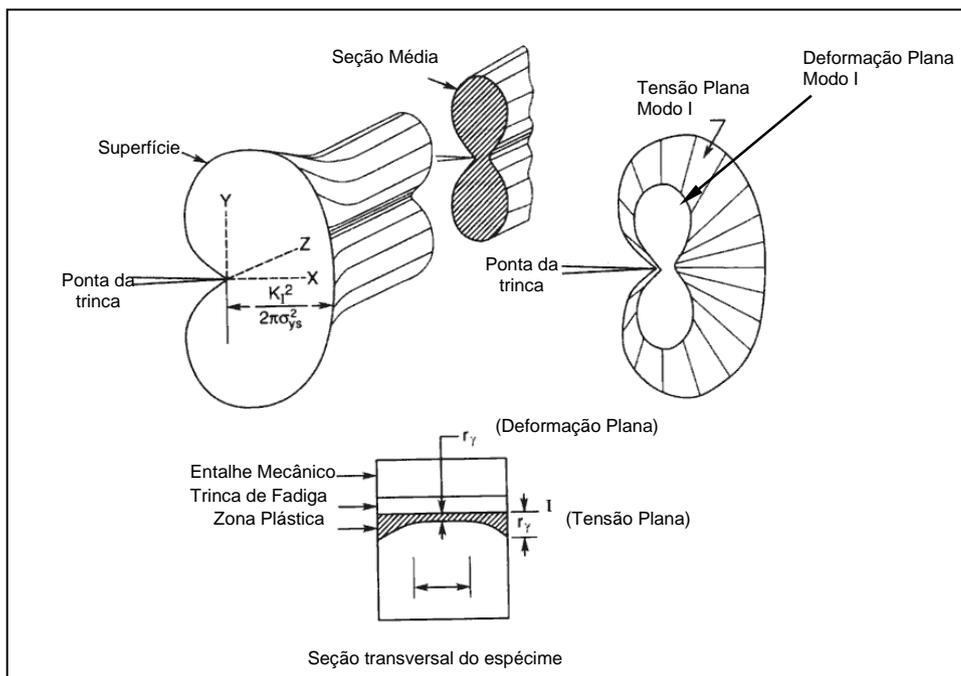


Figura 8 - Representação esquemática da zona plástica à frente da ponta de uma trinca.

Extraído e modificado de BARSOM, J.M.

Para diversas geometrias de amostras utilizadas com frequência na Engenharia, já existem tabelas de fórmulas para se obter os valores de K correspondes às condições especificadas. Entretanto, no caso de geometrias muito detalhadas, como a anatomia de um elemento dentário, são exigidas expressões matemáticas muito mais complexas.

Para o estudo da distribuição de tensões nos dentes foi necessário buscar ferramentas que facilitassem esta análise. Além disso, as propriedades mecânicas dos materiais em questão e as condições de carregamento também devem ser consideradas. O método de elementos finitos, utilizado pela engenharia desde a década de 60, tem se revelado uma excelente metodologia para a análise de tensões e deformações nos dentes, implantes e próteses submetidos a cargas. Na odontologia restauradora, modelos numéricos precisos foram desenvolvidos para tratar de problemas relacionados ao design de próteses parciais fixas cimentadas com resina, pontes totalmente cerâmicas, restaurações de compósito e novos procedimentos restauradores (ICHIM *et al*, 2007).

2.6- Método dos elementos finitos

As pesquisas sobre as LCNC têm no método dos elementos finitos (MEF) um forte aliado para a resolução de várias questões. A teoria da abfração, defendida atualmente por vários autores, recebeu novo impulso com a evolução computacional nesta área.

As análises das tensões nos dentes nos estudos sob abfração geralmente empregam dois métodos: fotoelasticidade e elementos finitos (MEF). Este último é um método matemático no qual a geometria de um a estrutura é dividida numa seqüência de elementos distintos interconectados por nós (que servem de parâmetro para medidas do deslocamento resultante da aplicação de uma carga). As propriedades mecânicas e físicas da estrutura são especificadas para o conjunto de elementos associados a cada estrutura, bem como as condições de carregamento aplicadas ao sólido (LITONJUA *et al.*, 2004b). As informações de entrada são: a geometria do modelo, as cargas aplicadas, as condições de contorno e as propriedades do material O método permite a aplicação de vários sistemas de cargas em diferentes localizações e direções (DE LAS CASAS *et al.*, 2003).

O modelo é submetido à análise computacional e, após a resolução de equações algébricas, os resultados são apresentados como deformações e tensões decorrentes de deslocamentos associados às condições impostas.

A análise da distribuição de tensões no elemento dentário é dificultada em grande parte pela sua morfologia peculiar e pelos diferentes tecidos que o compõem. O MEF possibilita a análise de materiais biomecânicos e dentais, permitindo que seja calculado um estado detalhado de tensão dentro de uma complexa estrutura anatômica (ICHIM *et al.*, 2007, DE LAS CASAS, 2003).

As forças da mastigação e oclusão se comportam de maneira cíclica, momentânea e complexa. Por isso, é difícil simular o movimento mastigatório em experiências *in vitro*. Os estudos iniciais de tensão que empregavam o MEF mostraram que forças compressivas e trativas se concentram na área cervical. Esses estudos levaram alguns autores e clínicos a sugerir a hipótese de que a carga oclusal é fator etiológico primário para as LCNC, comumente chamadas de abfração (LITONJUA *et al.*, 2004b).

Talvez uma das mais desafiadoras áreas de aplicação do MEF em Odontologia diga respeito às análises das tensões associadas aos mecanismos de abfração. (ICHIM *et al.*, 2007).

Vários autores concluíram que a área JCE desempenha papel crítico na distribuição de tensões. PALAMARA *et al.* (2000) verificaram que as tensões se concentram próximo a JCE independentemente da direção da carga e da carga axial resultante tanto na tensão de compressão, quanto na de tração.

TAKAHASHI (1980) utilizou o MEF bidimensional para estudar o comportamento mecânico de um incisivo central superior, um segundo pré-molar inferior e um primeiro molar inferior, submetidos a várias condições de carregamento. A deflexão e a distribuição de tensões no ligamento periodontal foram alguns dos resultados analisados. Todos os dentes apresentaram maior deflexão quando o ângulo de carregamento aumentou em

relação ao longo eixo. As tensões no ligamento periodontal foram máximas na região cervical.

Recentemente, REES (2002) avaliou a concentração de tensões na região cervical de um segundo pré-molar inferior a partir da variação na posição de uma carga de 500 N. O MEF bidimensional foi utilizado para esta análise. Todos os materiais foram considerados isotrópicos. As cargas laterais aplicadas nas vertentes internas, tanto da cúspide vestibular quanto da cúspide palatina, produziram os valores de tensão principal máxima na JCE. Desta forma, foi demonstrada maior influência das cargas oblíquas na distribuição de tensões da região cervical.

Em estudo posterior (2003), o mesmo autor utilizou o mesmo tipo de análise para observar a distribuição de tensão na região cervical de um incisivo, um canino e um pré-molar, todos superiores. Nesta modelagem, o esmalte foi considerado anisotrópico, o que está mais próximo das características reais dos tecidos dentários. Sob carga oblíqua de 500 N, os valores máximos de tensão foram registrados para o incisivo e o pré-molar, sendo o canino o menos afetado. Os resultados estão de acordo com a prevalência das lesões de abfração (REES, 2003).

TANAKA *et al.* (2003) analisaram a distribuição de tensões nos modelos bidimensionais de um incisivo central superior e de um primeiro molar inferior. Os resultados sugeriram que o carregamento oblíquo no dente traciona a superfície do esmalte próxima à junção amelo-cementária, causando deformações localizadamente que, eventualmente, podem levar à formação das lesões cervicais.

LEE *et al.* (2002) investigaram a distribuição de tensões em um segundo pré-molar superior com o objetivo de substanciar o mecanismo de flexão dental. Foi utilizado um modelo tridimensional submetido a sete condições diferentes de carregamento. Os resultados do estudo demonstraram a presença de tensões de tração na região cervical do dente para várias posições e direções das cargas. Quando as cargas eram laterais, as tensões geradas foram maiores em relação às cargas aplicadas verticalmente.

DE LAS CASAS *et al.* (2003) empregaram um modelo de elemento finito bi-dimensional de um pré-molar superior e analisadas duas situações: com cargas verticais, típicas da mastigação normal e cargas horizontais, predominantes em casos de bruxismo. Os resultados indicaram que uma descrição realística do esmalte em termos de propriedades mecânicas e distribuição espacial de seus prismas (considerando suas características anisotrópicas) altera significativamente o resultado da distribuição de tensões.

A constante evolução dos métodos de análise numérica e sua crescente precisão e confiabilidade os tornaram indispensáveis na solução de problemas biomecânicos (ICHIM *et al.*, 2007). Os modelos, cada vez mais detalhados, buscam reduzir as lacunas que ainda existem entre modelo teórico e o ambiente e as condições intra-orais onde os elementos dentais estão inseridos.

3. OBJETIVOS

A proposta deste estudo é avaliar as alterações das superfícies dentárias após o carregamento cíclico a partir de três formas de análise:

- Análise comparativa entre as imagens das faces dentárias obtidas pelo MEV antes e depois do carregamento.
- Análise comparativa dos gráficos de rugosidade das faces dentárias (e de seus respectivos moldes) obtidos antes e depois do carregamento.
- Análise de correlação entre as imagens das faces dentárias obtidas pelo MEV e os resultados dos gráficos de rugosidade das referidas faces antes e depois do carregamento. Esta análise tinha o objetivo de verificar se é possível estabelecer correlações entre as análises qualitativas de rugosidade obtidas a partir das imagens (MEV) e os resultados quantitativos de rugosidade (gráficos de rugosidade).

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1- Materiais

4.1.1- Obtenção e preparo das amostras

Dezesseis dentes humanos (pré-molares), extraídos por razões ortodônticas ou periodontais foram utilizados nesse estudo. Os dentes foram adquiridos no Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da Universidade Estácio de Sá, com autorização prévia, a partir de processo submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio de Janeiro, memorando n° 277/09.

Os elementos dentários foram higienizados e inicialmente avaliados visualmente. Quatro dentes que não apresentavam a integridade tecidual desejada foram embutidos em dois tipos de resina epóxi diferentes: DUREPOXI® e resina epóxi n.º 8003 (Epoxytec, RJ, Brasil). Como todos os demais elementos usados neste estudo, as raízes destes dentes foram embutidas em resina até 2mm aquém da junção amelocementária (Figura 9). Desta forma toda a parte coronária ficava exposta para o carregamento e para a análise da interface cimento-esmalte. Após o preparo destas amostras, os elementos foram submetidos a um teste de carregamento estático realizado na máquina EMIC (Figura 10). O objetivo deste procedimento era avaliar a rigidez das bases em resina e o limite de valores de fratura do sistema quando aplicada uma carga estática na cúspide palatina.

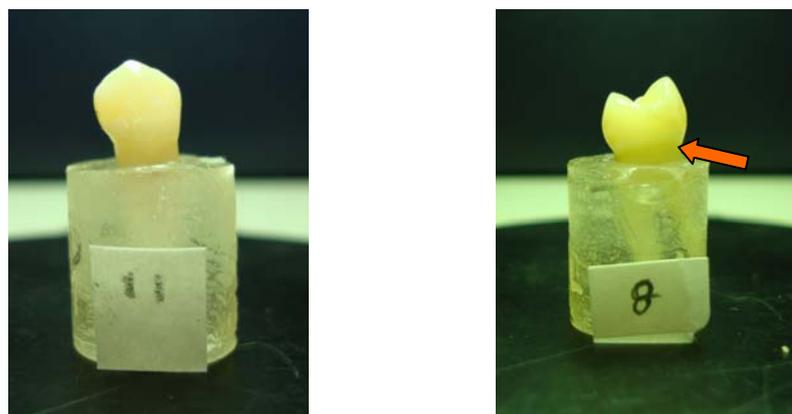


Figura 9 - Exemplos de dentes embutidos em resina epóxi n.º 8003; a seta à direita indica a junção amelocementária.

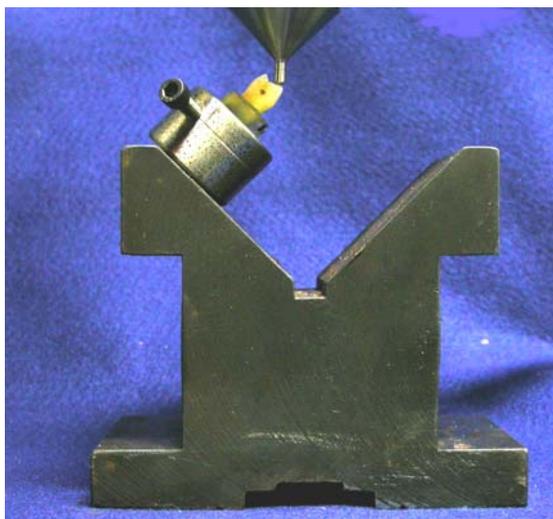


Figura 10 - Teste de carregamento estático, na máquina EMIC, em dente natural embutido em resina epóxi n.º 8003.

Paralelamente à realização do teste de carregamento estático, foram esculpidos dois pré-molares em aço, posteriormente também embutidos em resina epóxi n.º 8003 e em DUREPOXI® (Figura 11 **a** e **b**) para também serem submetidos ao carregamento experimental na EMIC (Figura 12). O objetivo do procedimento era comparar a deformação das duas resinas quando submetidas ao carregamento do elemento dentário e do dente esculpido em aço. Como o dente em aço não apresenta praticamente nenhum tipo de deformação, os valores de deformação do sistema poderiam então ser atribuídos à resina.



(a)



(b)

Figura 11 - Dentes de aço embutidos em DUREPOXI (a) e em resina epóxi n.º 8003 (b).

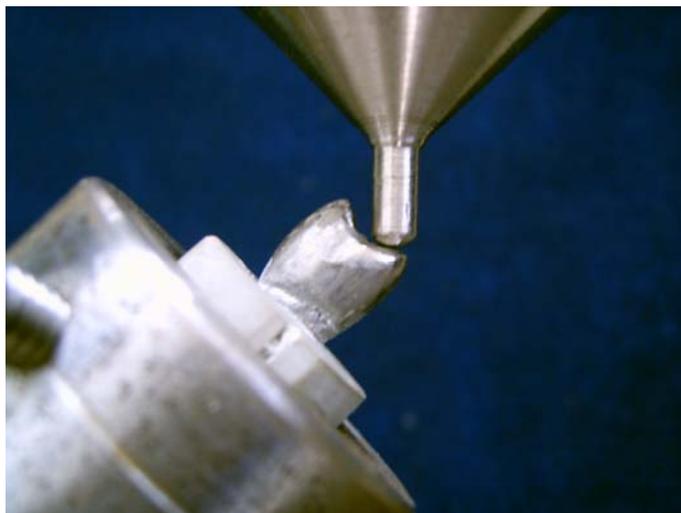


Figura 12 - Teste de carregamento estático em dente de aço embutido em DUREPOXI®.

De acordo com todos os resultados obtidos, observou-se que a resina n.º 8003 da Epoxitec apresentava melhor comportamento: maior rigidez e resistência a cargas mais elevadas.

Os doze elementos remanescentes foram então montados em resina n.º 8003 e avaliados primeiramente com o auxílio da microscopia óptica, utilizando-se uma câmera digital (Coolpix 4500), acoplada a um microscópio óptico (MO), da marca Nikon (Modelo 102). Essa etapa teve como objetivo a avaliação da superfície das faces vestibulares e palatinas, empregando maiores e menores graus de aumentos, em busca de qualquer tipo de imperfeição que inviabilizasse o uso das amostras. Através dessa análise criteriosa, foi possível verificar que os doze elementos poderiam ser utilizados neste estudo.

É importante ressaltar que durante todo esse trabalho de pesquisa, os elementos dentários eram mantidos irrigados por água destilada, excetuando-se apenas aqueles momentos em que as amostras eram analisadas no MO, no MEV e no rugosímetro.

4.2- Métodos

4.2.1- Primeira análise das amostras

Alterações na superfície dentária, inclusive na região cervical, são perceptíveis a olho nu apenas em estágios de perda tecidual mais avançados. Segundo SOUSA (1980), uma superfície lisa e polida apresenta-se constituída, na realidade, por uma infinidade de picos e vales minúsculos (rugosidade) estreitamente espaçados entre si, superpostos a um complexo de ondulações e comprimento de onda de extensa variação, e por onde podem ser distinguidos erros de forma, arranhaduras, trincas, bolhas, incrustações e outros acidentes. Esse conjunto de acidentes microtopográficos, tão rotineiramente empregado na área de materiais, é aplicável também à definição de textura superficial do elemento dentário.

Antes de qualquer ensaio mecânico, as amostras foram submetidas a dois tipos de análise que visavam observar as características superficiais da região cervical, próximo à junção amelocementária. Os dentes foram avaliados através de:

A) Microscópio eletrônico de varredura (MEV) – foram feitos registros de imagem das faces vestibular e palatina, no Laboratório de Microscopia Eletrônica da COPPE. Os valores da magnitude de ampliação variaram de 20X a 500X, dependendo da área de interesse. Entretanto os aumentos mais interessantes para nosso estudo são os de 20, 30 e 50 vezes.

B) Rugosímetro – o equipamento avaliou as faces vestibular e palatina de cada dente. Além disso, foram feitos registros negativos (moldes) das duas faces empregando-se silicone de adição (Adsil, Vigodent, RJ, Brasil). Toda a região coronária do elemento dentário e a pequena área radicular exposta abaixo da JCE foram moldadas com o componente leve do silicone de adição (Figura 13). Esse material foi utilizado pelas suas características de precisão e estabilidade dimensional. A base pesada foi utilizada para pressionar o material leve contra as faces dentárias. Após a polimerização do material, as amostras foram removidas do silicone e o molde seccionado verticalmente no sentido

mesio-distal. As duas metades receberam então a identificação necessária e foram enviadas ao Laboratório de Física (LAMEF), na Universidade Federal do Rio Grande do Sul. O rugosímetro (Surfcon 130A, Tokyo Seimitsu Co, Japão) fez a leitura das superfícies de dentes e moldes.

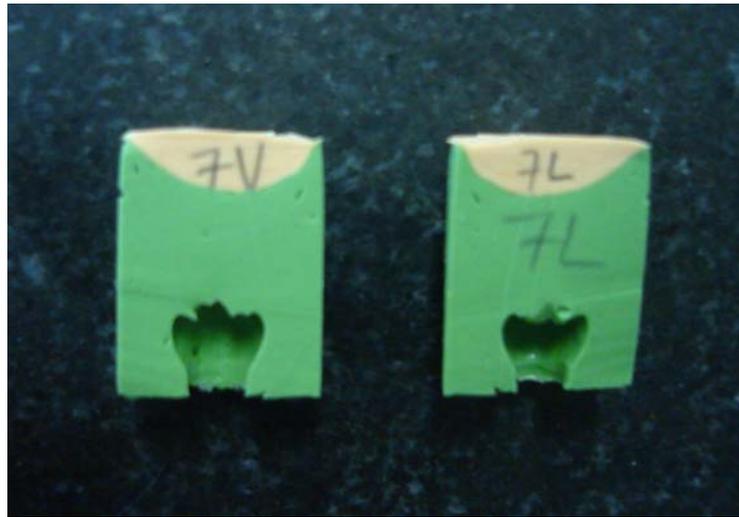


Figura 13 - Moldes das faces vestibular (à esquerda) e palatina (à direita).

Quando se analisa uma superfície através da rugosidade, obtém-se o conjunto de desvios (irregularidades) mais estreitamente espaçados entre si na textura superficial. (SOUSA, 1980). Estes dados são extremamente importantes para a detecção de pequenas alterações, já que a análise da gênese da degradação tecidual é feita em escala de microns.

Por motivos técnicos, nos elementos dentários a leitura do rugosímetro era feita no sentido da base de resina para a ponta da cúspide, percorrendo o terço cervical exposto (Figuras 14 e 15).

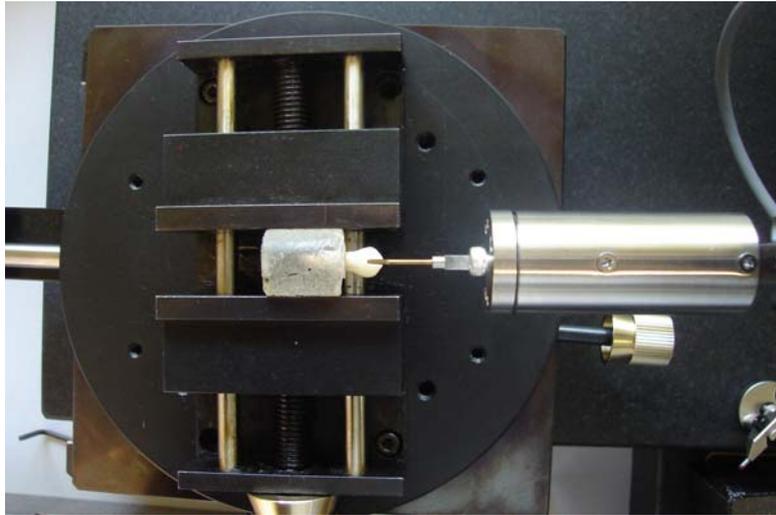


Figura 14 - Moldes das faces vestibular (à esquerda) e palatina (à direita).

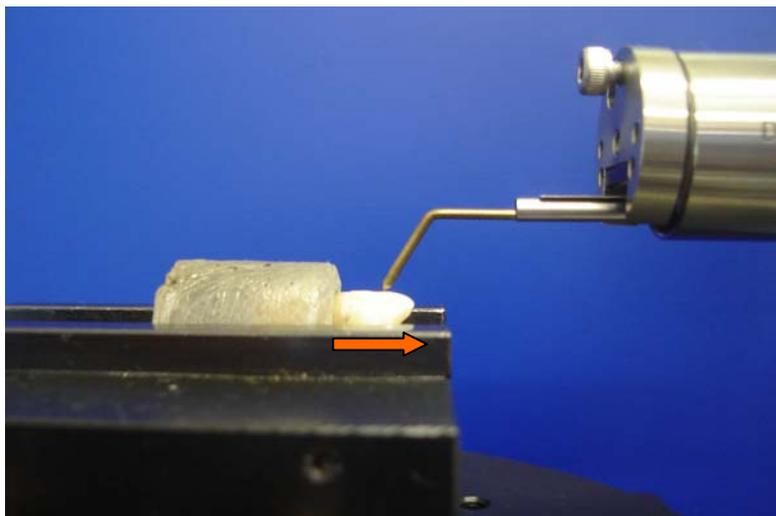


Figura 15 - Seta indicando a direção da leitura da face vestibular do elemento dentário.

Nos moldes, ao contrário, a leitura do rugosímetro era feita no sentido ponta da cúspide / base de resina, percorrendo a área corespondente ao terço cervical (Figura 16).

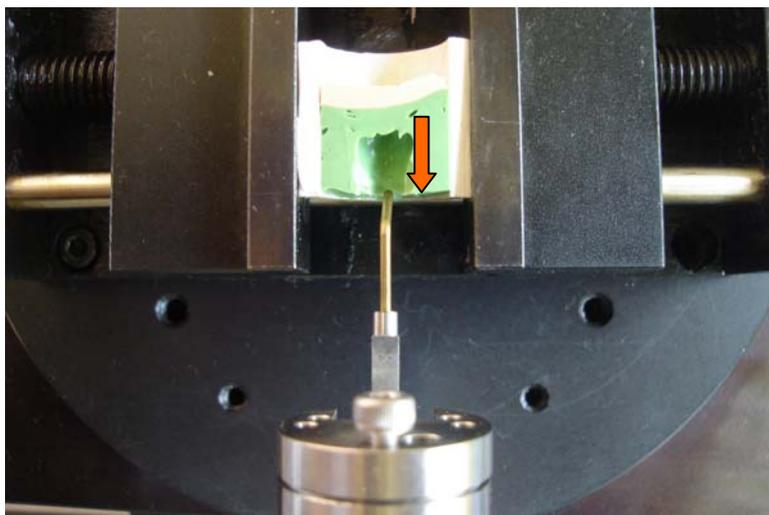


Figura 16 - Seta indicando a direção da leitura da face vestibular do molde.

4.2.2- Seleção da carga e do ponto de carregamento

Paralelamente ao preparo e análise das amostras foi feito um estudo para definir tanto a carga a ser aplicada durante o teste de fadiga, quanto o exato ponto de aplicação desta carga. A partir da revisão de literatura constatou-se que as cargas deveriam ser aplicadas em apenas uma das cúspides dos dentes, ou seja, na cúspide palatina, e com ângulo de 45° com o eixo longitudinal do dente, pois este carregamento apresentou o maior valor de tração na região cervical da face vestibular na análise por elementos finitos (CUNHA, 2005 e MOTTA, 2006). Cargas oblíquas aplicadas sobre cúspides palatinas podem ser encontradas em movimentos de lateralidade da mandíbula e geram uma concentração de tensões trativas na região cervical vestibular, área onde as lesões de abfração são mais comumente encontradas. O ponto de carga e a angulação foram selecionados de modo a reproduzir esta situação não-fisiológica. Em condições ideais de oclusão, como vimos anteriormente, as cargas deveriam ser distribuídas no sentido do eixo longitudinal dos elementos dentários. Neste estudo, ao contrário, o objetivo é simular uma situação em que o carregamento resulte em uma distribuição de tensões crítica para o desenvolvimento da lesão de abfração, ou seja que provoque tensões trativas de maior intensidade na região cervical (CUNHA, 2005).

Para a definição do valor de carga a ser aplicado, utilizou-se o Método dos Elementos Finitos (MEF), através do programa ABAQUS/CAE (versão 6.5, Hibbit Inc., Rhode Island, USA). Foram feitas simulações de carregamento em uma estrutura sólida criada no Laboratório de Processamento Termomecânico – Biomateriais (Termic). O modelo representa um pré-molar unirradicular, com estruturas íntegras. As cargas aplicadas variaram de 100N a 500N, com intervalos de 50N entre elas (Figura 17). O valor de 200N foi escolhido, pois está de acordo com as forças exercidas pelos contatos dentários durante a função (REES e JACOBSEN, 1998).

A carga de 200N utilizada foi decomposta nos eixos x e y, considerando o ângulo de inclinação de 45°.

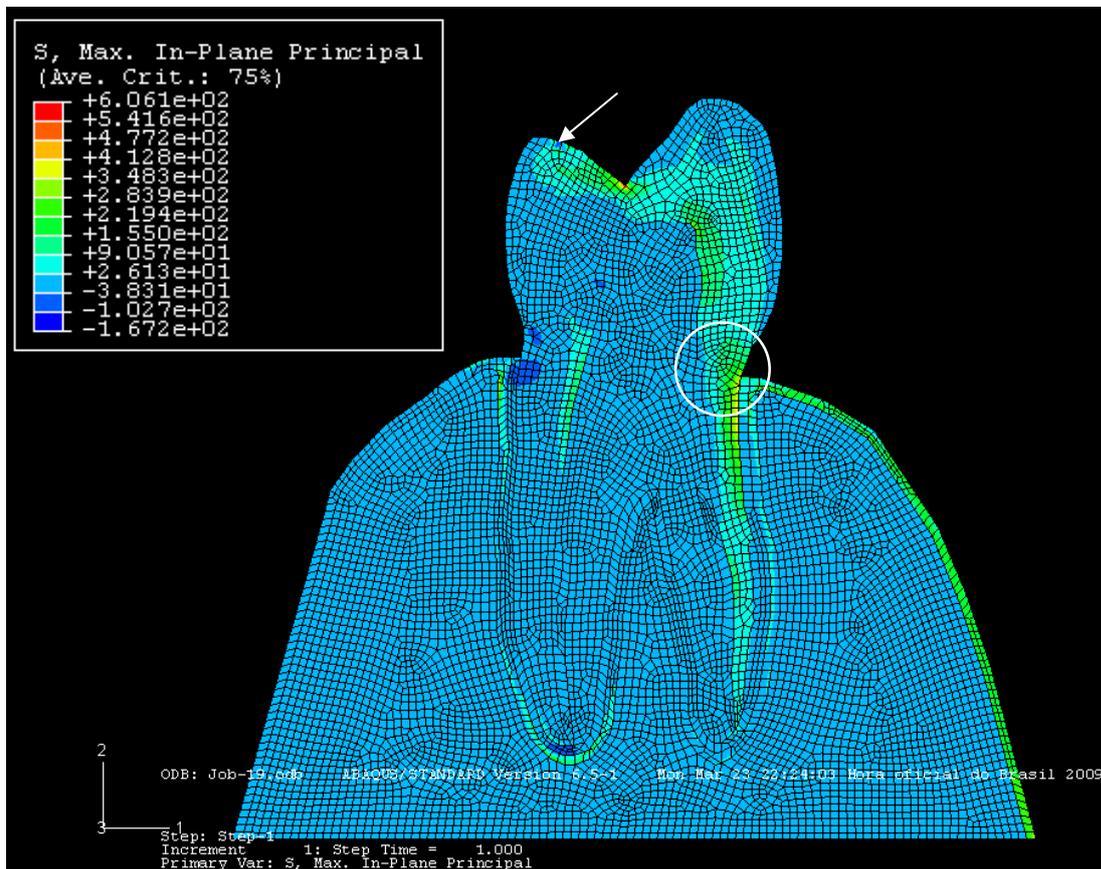


Figura 17 – Comparação e análise do carregamento através do Método dos Elementos Finitos. No detalhe, concentração de tensões na área de interesse.

O ponto indicado pela seta refere-se ao ponto de aplicação de carga. A área destacada pelo círculo mostra a região cervical da face vestibular (Figura 17).

4.2.3- Montagem e carregamento das amostras

O teste de fadiga foi realizado em equipamento desenvolvido em parceria com o Laboratório de Metalurgia Física (LAMEF) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul e o Laboratório de Acústica e Vibrações (UFRJ) (Figura 18).

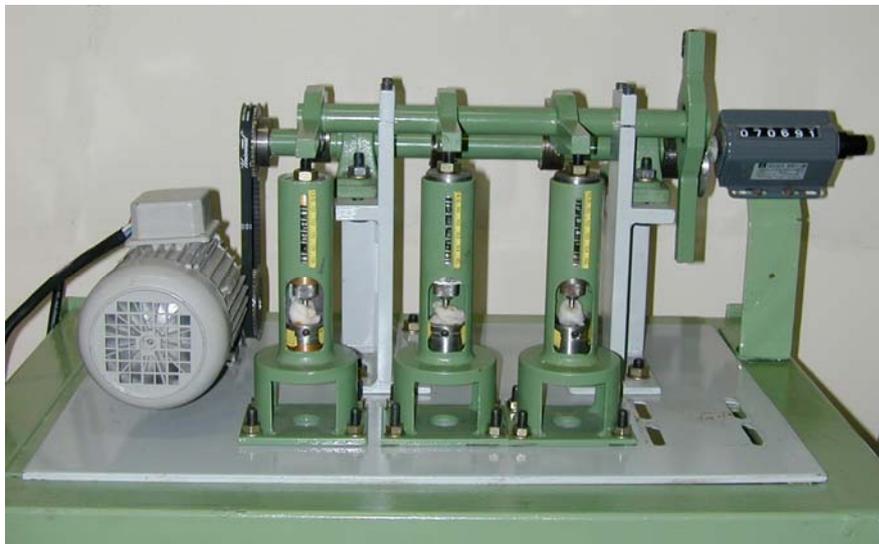


Figura 18 – Máquina de carregamento cíclico.

As amostras foram posicionadas em um suporte metálico especial desenvolvido para esse estudo (Figura 19). Esse dispositivo permitiu que a base de resina fosse posicionada de tal forma que o elemento dentário fosse mantido a 45° em relação ao punção responsável pela aplicação da carga. Para garantir que o punção tocasse sempre no mesmo ponto, sem resvalar devido à anatomia da vertente da cúspide, em algumas cúspides foram feitos *stops* em resina fotopolimerizável.(Z 250, 3M) (Figura 20).



Figura 19 – Dispositivo criado para manter o dente na inclinação adequada.

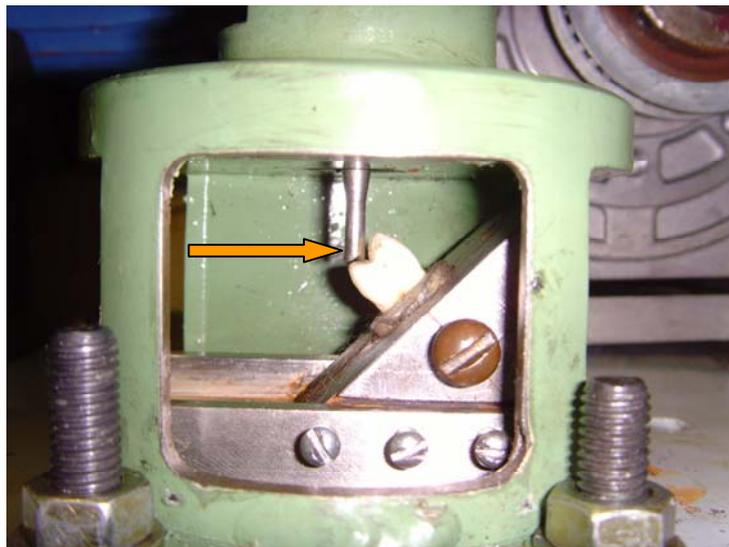


Figura 20 – Seta indicando o punção da máquina de carregamento cíclico.

Os elementos dentários foram submetidos ao carregamento de 3×10^6 ciclos, (à exceção dos elementos 3 e 5 que apresentaram fratura antes de completar este número de ciclos predefinido) o que representa um período de aproximadamente três anos. Quatro elementos foram carregados a cada teste. Os dentes eram mantidos sob constante irrigação de água destilada.

4.2.4- Segunda análise das amostras

Depois dos 3×10^6 ciclos, os dentes foram novamente avaliados no MEV e no rugosímetro para que fosse avaliada uma possível alteração superficial na região cervical, como descrito na literatura. Foram feitas novas moldagens, com o mesmo material citado anteriormente. O procedimento de moldagem foi exatamente o mesmo e tanto moldes, como dentes foram enviados para a segunda análise no LAMEF. Os dados obtidos na segunda análise das amostras foram então comparados com os dados iniciais.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os dentistas estão familiarizados com perda de estrutura dentária cervical não cariada. Sem evidência clara de etiologia, tratam dessas lesões através de um número variado de alternativas (DZAKOVICH e OSLAK, 2008).

A carga oclusal tem sido sugerida como fator envolvido no desenvolvimento de lesões cervicais não cariosas (OMMERBORN *et al*, 2007). As análises comparativas das superfícies vestibular e palatina através da microscopia eletrônica de varredura permitem detectar alterações superficiais. De acordo com a literatura, o carregamento cíclico aplicado com uma inclinação de 45° à cúspide palatina, gera uma tensão compressiva na região cervical da referida cúspide, enquanto provoca uma tensão trativa na mesma região na face oposta, ou seja, na face vestibular (CUNHA, 2005, MOTTA, 2006 e PALAMARA *et al*, 2001).

Mesmo sendo submetidos às mesmas condições de carregamento, vários fatores vão afetar os resultados finais. As peculiaridades anatômicas de cada dente incorporam uma série de variáveis que resultam em alterações na forma e intensidade dessas lesões.

A primeira análise (Análise 1) das faces dentárias no MEV já indica a presença de muitas trincas e outros tipos de microalterações de superfície, ainda que macroscopicamente os dentes se apresentem íntegros. Esses dados indicam que provavelmente os dentes se comportarão de maneira heterogênea ao carregamento, já que o estudo parte de amostras com condições iniciais intrínsecas diferentes (Figura 21).

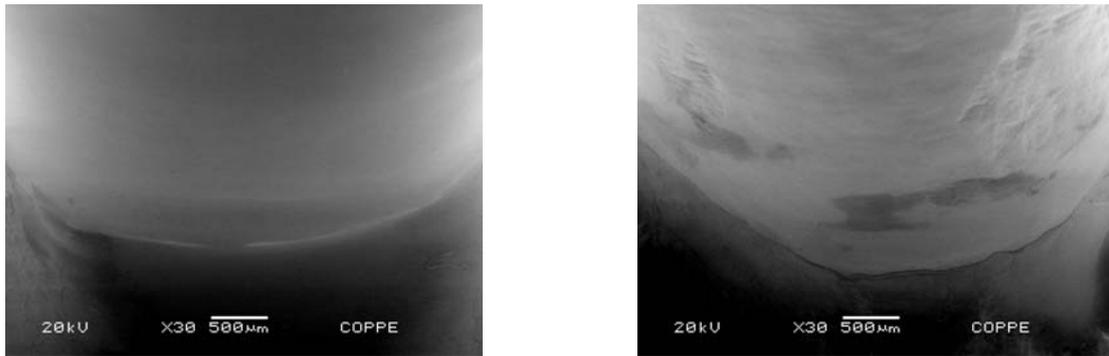


Figura 21 - Diferenças na textura superficial na área cervical de dois elementos dentários distintos.

5.1- Análises de rugosidade

Os resultados das medidas de rugosidade (perfil de rugosidade) permitem análises quantitativas: obtém-se um gráfico que define a rugosidade da face analisada. Também são obtidos os valores de rugosidade média (R_a) e rugosidade total (R_t).

As análises da rugosidade consistiram em:

- Avaliação das faces vestibular e palatina antes e depois do carregamento.
- Avaliação dos moldes das faces vestibular e palatina antes e depois do carregamento.

É preciso ressaltar que as leituras de dentes e de moldes tinham pontos de partida opostos: enquanto a superfície do dente era “lida” da região cervical para a ponta de cúspide (Figura 22), a superfície do molde era avaliada da ponta da cúspide para a região cervical (Figura 23). Conseqüentemente, eram gerados gráficos com origens invertidas, como apresentado nas figuras abaixo:

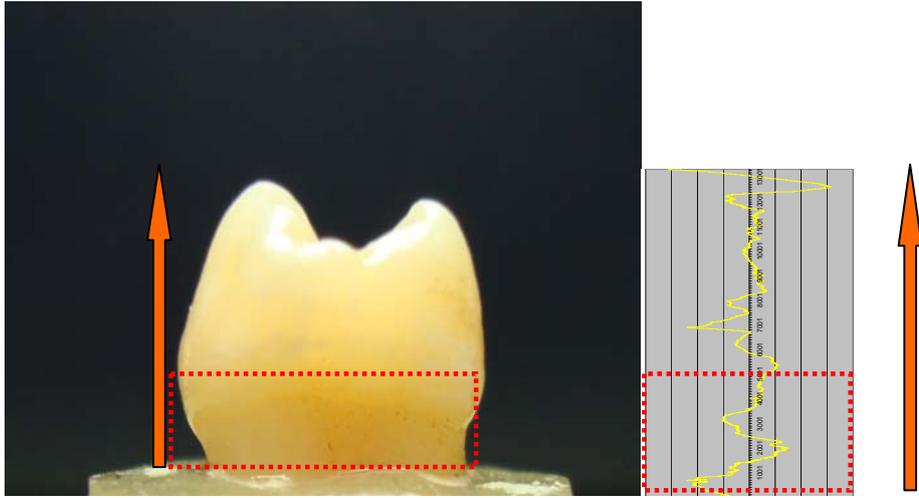


Figura 22 - Esquema ilustrativo da direção da análise do rugosímetro na face vestibular do dente e a correspondência do terço cervical do dente com o resultado do gráfico.

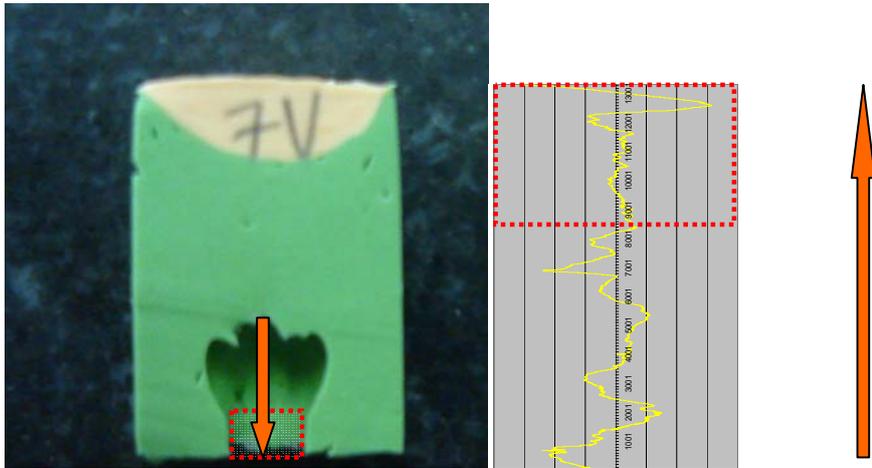
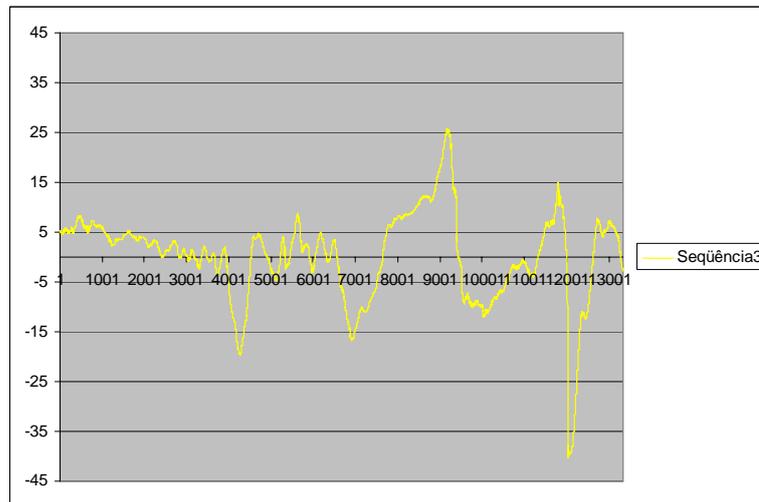


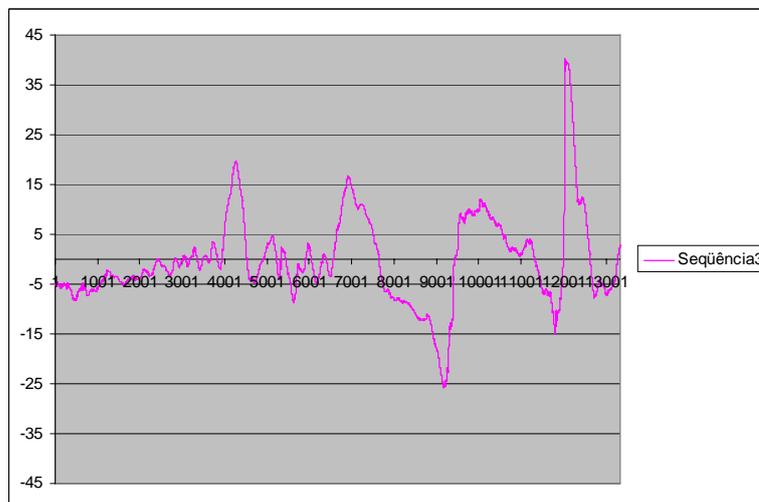
Figura 23 - Esquema ilustrativo da direção da análise do rugosímetro na face vestibular do molde e a correspondência do terço cervical do molde com o resultado do gráfico. Note que a direção das setas são diferentes para as Figura 22 e 23. Essa diferença foi corrigida com a inversão dos gráficos.

Além disso, deve-se considerar que os moldes são os negativos dos dentes. Isso significa dizer que valores que representavam picos nos gráficos dos dentes, referem-se a

vales nos moldes e vice-versa. Novamente, foi necessário fazer novo ajuste dos dados – nos gráficos dos moldes - para poder compará-los com os gráficos de dentes (Figura 24 **a** e **b**).



(a)



(b)

Figura 24 - Gráfico (a) obtido a partir da leitura da superfície do molde.

Gráfico (b) obtido através da inversão de valores positivos e negativos (picos e vales) do gráfico (a).

Foram realizadas 48 leituras de doze elementos dentários (faces palatina e vestibular, antes e depois do teste de fadiga) e 48 leituras de moldes (faces palatina e vestibular, antes e depois do teste de fadiga).

Um dos objetivos das análises de rugosidade era validar ou não o uso do molde como um método de medição da rugosidade do dente. Entretanto, as análises dos resultados comparativos dos dados indicaram que esta metodologia, como aplicada no presente estudo, não obteve o êxito esperado: não foi possível constatar que a superfície do molde é capaz de reproduzir com o grau de precisão requerido, a rugosidade do dente. São listados a seguir os principais motivos que levaram a esta constatação:

1. O material empregado como molde (polímero) possui sua própria rugosidade (rugosidade natural do material, para uma dada condição de polimerização); essa rugosidade, dependendo da sua intensidade e frequência poderá interferir nas medidas finais - com isso não é possível garantir uma separação de leitura na rugosidade após a moldagem dos dentes: qual a contribuição própria do molde e aquela associada à rugosidade do dente.
2. Durante o processo de moldagem, é possível que microbolhas sejam formadas na superfície do molde, alterando assim, a sua rugosidade localmente.
3. Existe a dificuldade em definir uma linha de medição no molde que reproduza exatamente a mesma linha de medição no dente. É necessário, então, que as medidas de rugosidade estejam associadas às análises **áreas de interesse** (em substituição às análises de **linha de interesse**).

O objetivo de tentar obter uma correlação entre os resultados visuais obtidos no MEV com os resultados do gráfico de rugosidade dos dentes, antes e depois do carregamento, também não foi alcançado. Para cada face de dente foi executada apenas uma leitura no sentido do eixo longitudinal do dente na região cervical. Com isso, não foi possível garantir que a leitura do rugosímetro, após o carregamento, tenha sido feita exatamente na região de uma eventual perda de tecido dentário. Além disso, houve

dificuldade em se estabelecer com precisão os pontos iniciais e finais da linha de leitura do rugosímetro.

A partir destas constatações, alguns pontos críticos desse tipo de análise devem ser considerados:

- O emprego de moldes em substituição dos dentes nos estudos para as análises de rugosidade deverá ser aprofundado, incluindo-se: escolha de material de moldagem e/ou técnica de moldagem que elimine a presença de bolhas, e o uso de técnicas de análises dos resultados que possam subtrair os valores correspondentes à rugosidade natural do material de moldagem daquela da superfície dos dentes.
- É importante que as amostras sejam cuidadosamente posicionadas no rugosímetro, de modo a garantir a reprodutibilidade de análises em áreas específicas.
- As análises deverão ser realizadas considerando-se as leituras de rugosidade em áreas de interesse, em substituição à linha de interesse.

5.2- Análises da superfície através do microscópio eletrônico de varredura

A análise das imagens obtidas através do MEV permite uma avaliação das superfícies dentárias antes e depois do carregamento. Cada elemento dentário possui - a despeito de uma anatomia própria inerente ao grupo de dentes ao qual pertença - características muito particulares, oriundas não só de seu próprio processo de formação e desenvolvimento, como também de fatores extrínsecos.

Em vários elementos dentários foram detectadas trincas superficiais na análise inicial, o que leva a respostas específicas dos elementos dentários às cargas as quais foram submetidos.

Durante a segunda análise no MEV (análise 2), foram encontradas modificações nas superfícies dos dentes que podem ser classificadas como se segue:

1. Não houve alteração aparente da superfície dentária após o carregamento.
2. Aparente perda de material na superfície.
3. Aparente aumento no comprimento e profundidade de trincas.
4. Formação de novas trincas.
5. Fratura na região cervical.
6. Fratura na cúspide onde a carga foi aplicada.
7. Combinação de duas ou mais alterações relacionadas acima.

As imagens obtidas pelo MEV permitem uma análise qualitativa das superfícies de interesse. Comparando-se a mesma superfície antes e depois do período de carregamento é possível, visualmente, detectar se houve ou não algum tipo de alteração superficial. Com esse objetivo, as imagens feitas antes e depois dos ensaios em carregamento cíclico (análises 1 e 2) estão dispostas lado a lado.

As análises das doze amostras submetidas ao carregamento foram divididas em três grupos:

- Grupo 1 – dentes que não fraturaram ao final do carregamento cíclico especificado.
- Grupo 2 – dentes que apresentaram fratura na região cervical ao final do carregamento cíclico especificado.
- Grupo 3 – dentes que apresentaram fratura na cúspide ao final (ou durante) do carregamento cíclico especificado.

Os dados obtidos nas análises em MEV são apresentados da seguinte maneira: inicialmente estão dispostas as imagens mais significativas para as faces vestibular e lingual dos dentes. Do lado esquerdo do quadro comparativo estão os registros das faces antes do carregamento (análise 1) e do lado direito, os resultados após o teste de carregamento

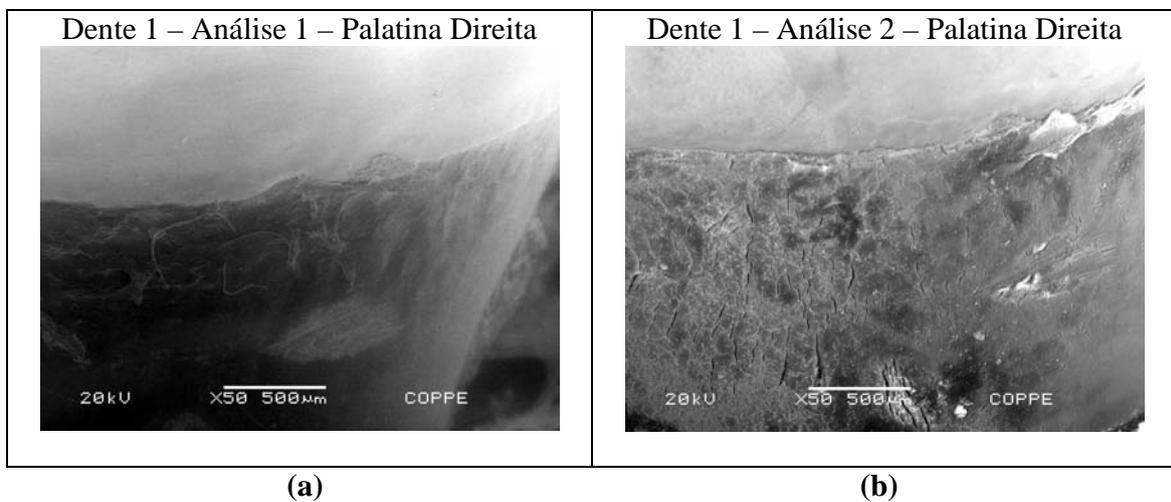
cíclico (análise 2). Para os dentes onde ocorreu fratura por fadiga, nem sempre foi possível fazer a correspondência antes/depois para as duas faces. Vale ressaltar que, quando há fratura, as fotos da mesma correspondem apenas à análise 2.

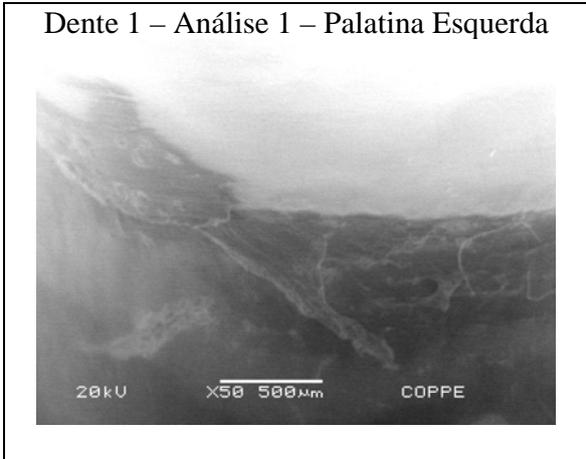
5.2.1- Grupo 1

Nesse grupo estão incluídas todas as amostras que não fraturaram durante o carregamento cíclico.

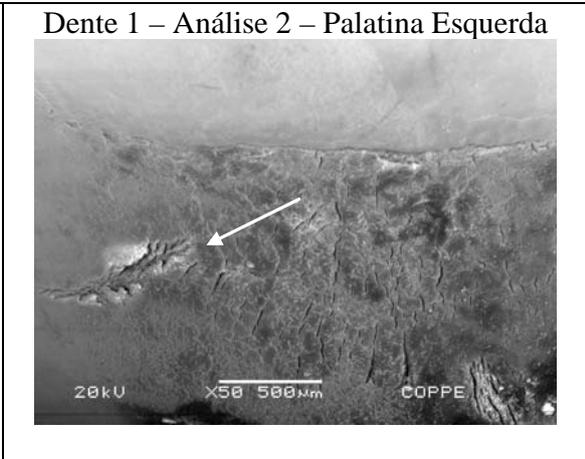
DENTE 1

Para a análise da face palatina do elemento 1, foram selecionadas quatro imagens antes do carregamento (Figura 25 **a, c, e e g**) e quatro após o carregamento (Figura 25 **b, d, f, h**). As imagens da Figura 26 referem-se a análise 1 (**a, c, e e g**) e 2 (**b, d, f, h**) da face vestibular.

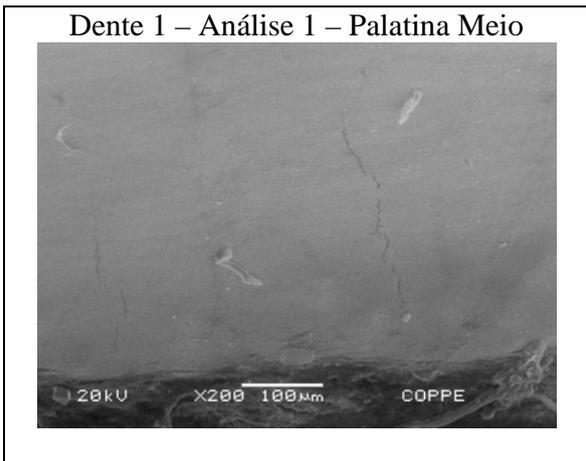




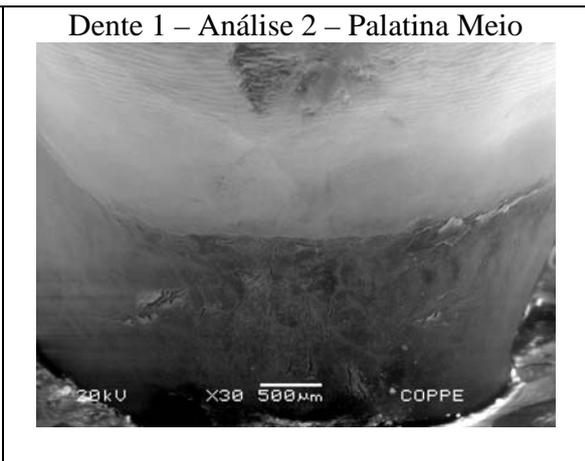
(c)



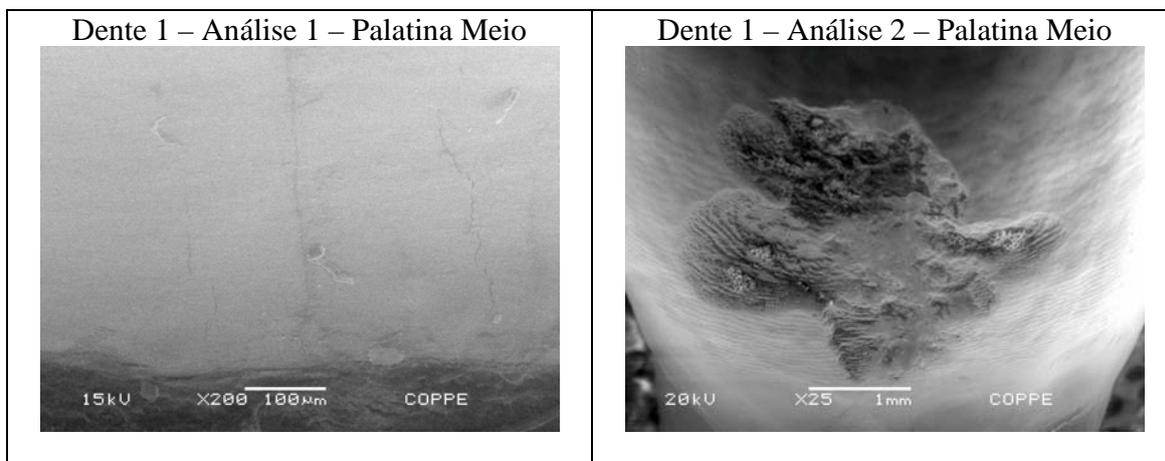
(d)



(e)



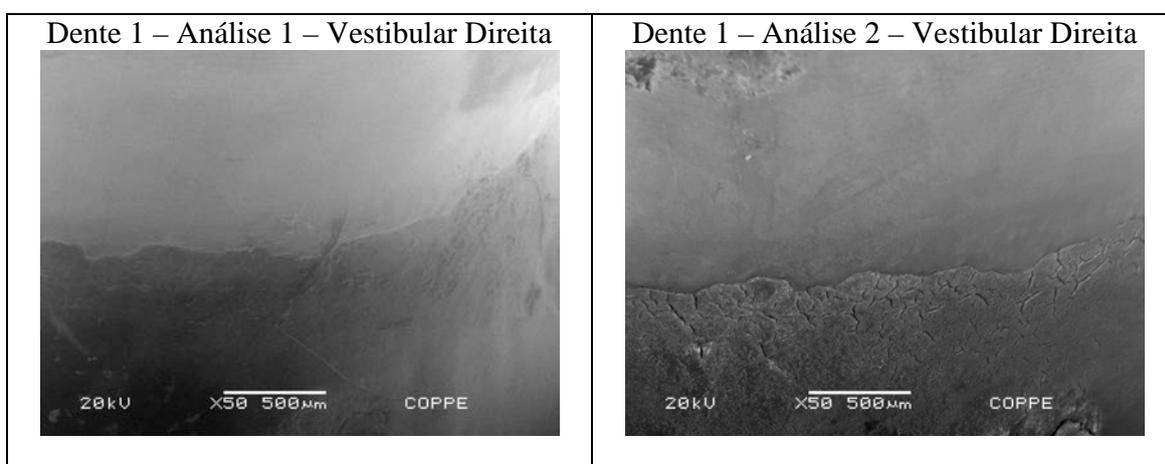
(f)



(g)

(h)

Figura 25 – Imagens comparativas da análise 1 (a, c, e e g) e 2 (b, d, f, h) da face palatina do dente 1.



(a)

(b)

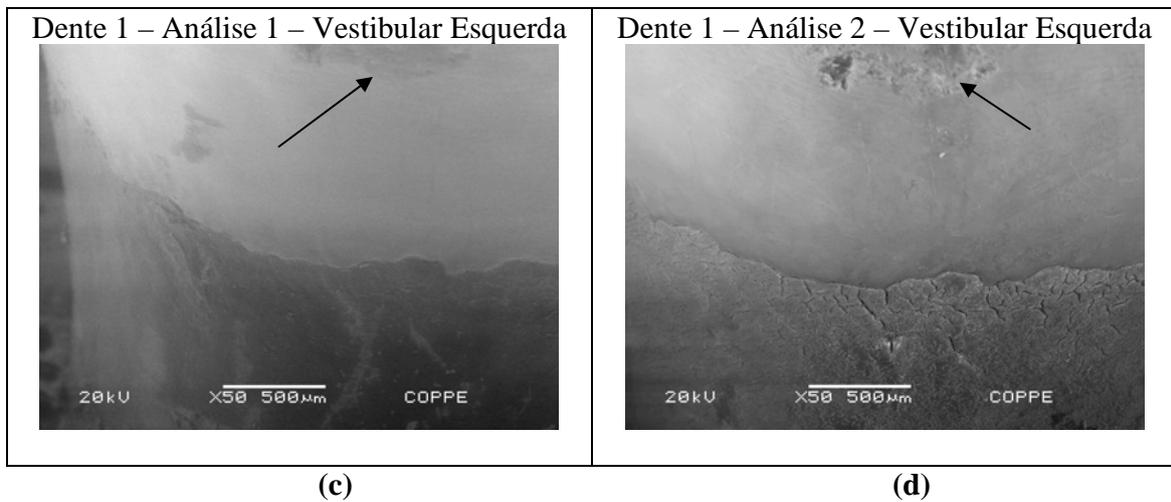
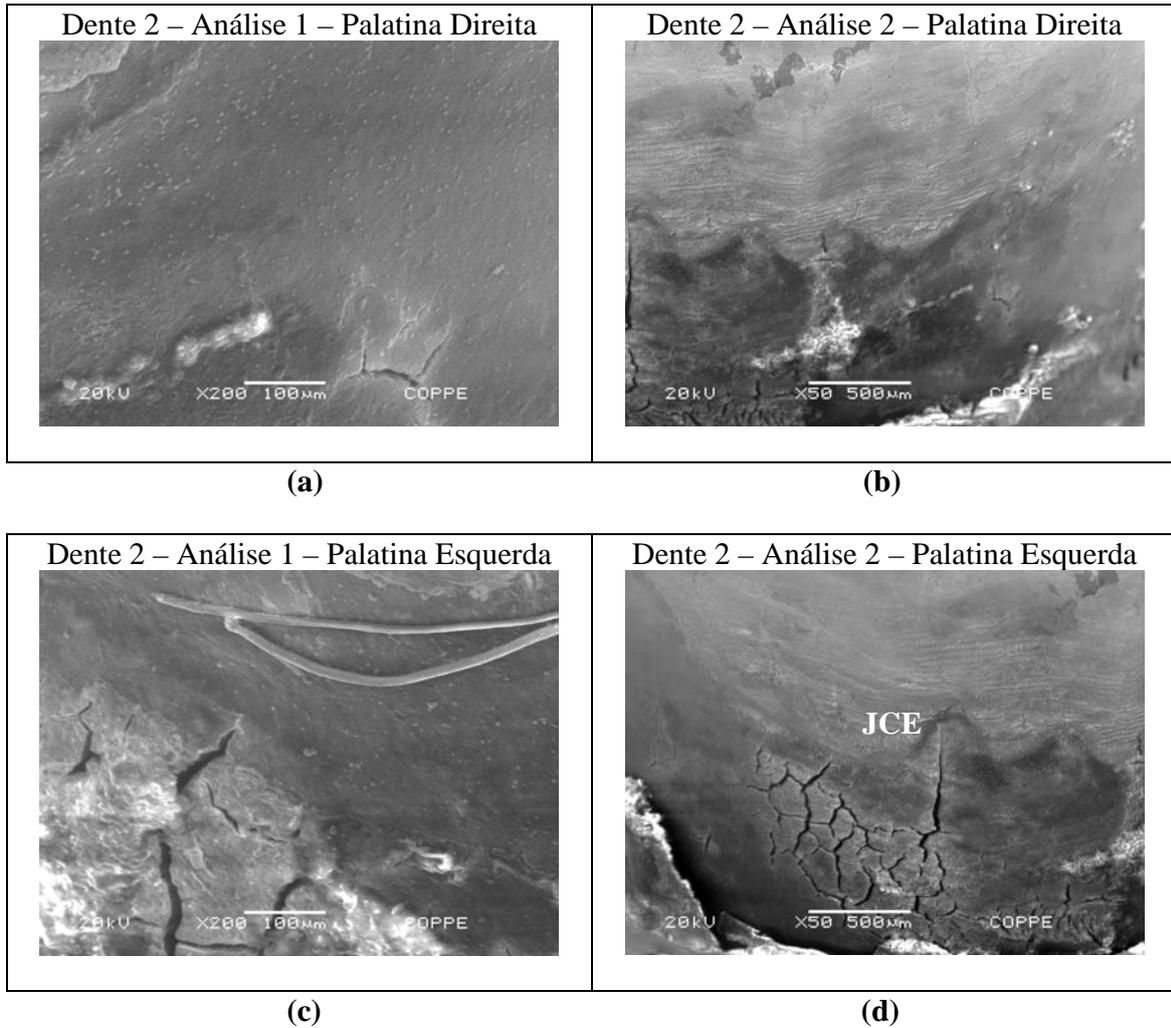


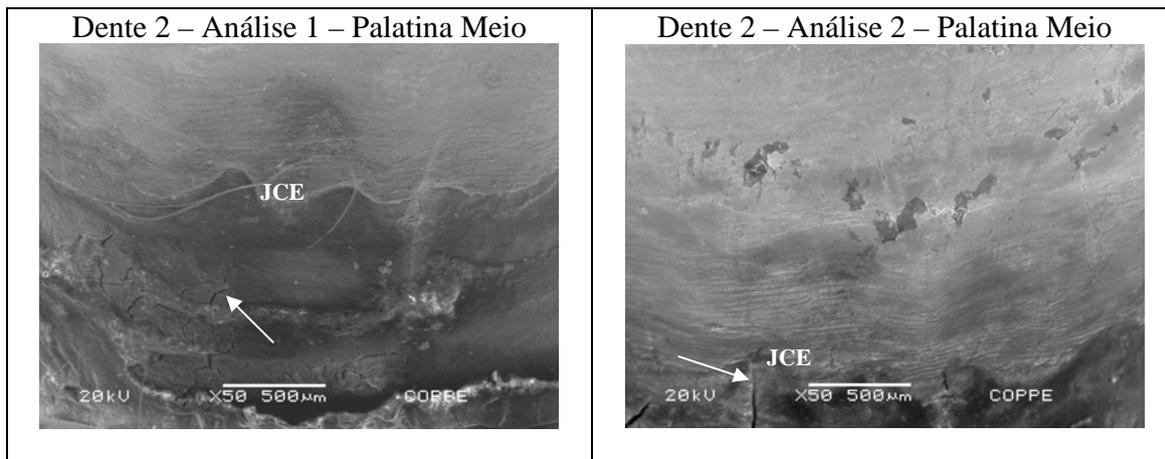
Figura 26 – Imagens comparativas da análise 1 (a e c) e 2 (b e d) da face vestibular do dente 1.

A análise da face palatina do elemento 1 apresenta aparente aumento no número de trincas verticais na região do cimento como pode ser visto na Figura 25 c e d. Na Figura 26, as imagens da análise 2 (b e d), apresentam aumento no número e tamanho de trincas no cimento, próximo à JCE. A Figura 26 c apresenta uma alteração na coloração natural do esmalte em seu bordo superior. Na análise 2 (Figura 26 d), essa área apresenta aparente perda de material, como indicado pelas setas.

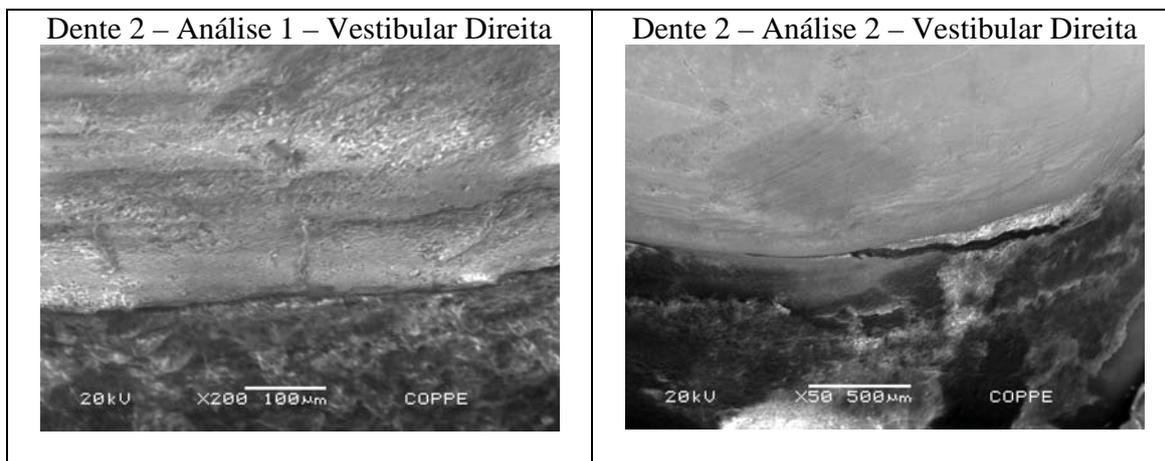
DENTE 2

A análise da face palatina do elemento 2, mostra três imagens antes do carregamento (Figura 27 **a, c e e**) e três após o carregamento (Figura 27 **b, d e f**).

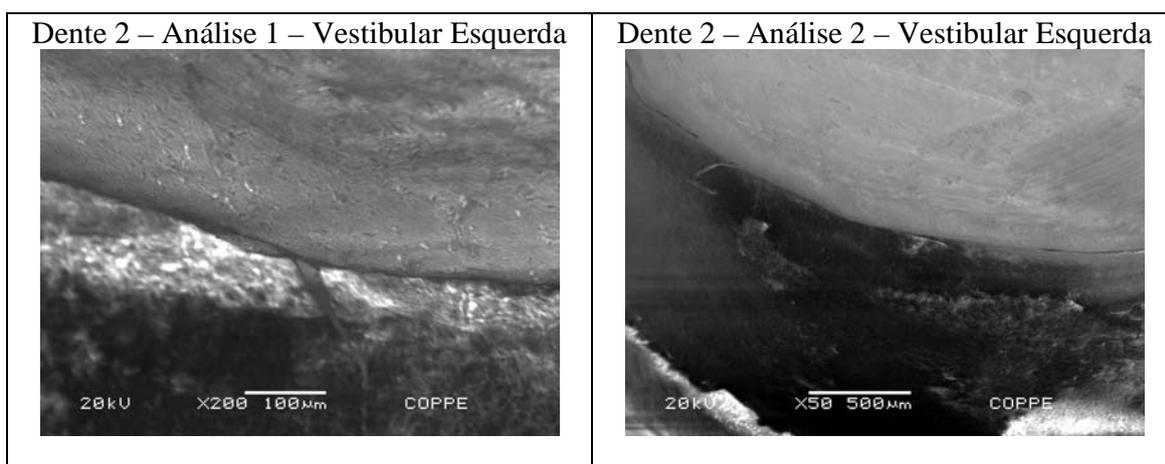




(e) (f)
 Figura 27 - Imagens da análise 1 (a, c e e) e 2 (b, d e f) da face palatina.



(a) (b)



(c) (d)

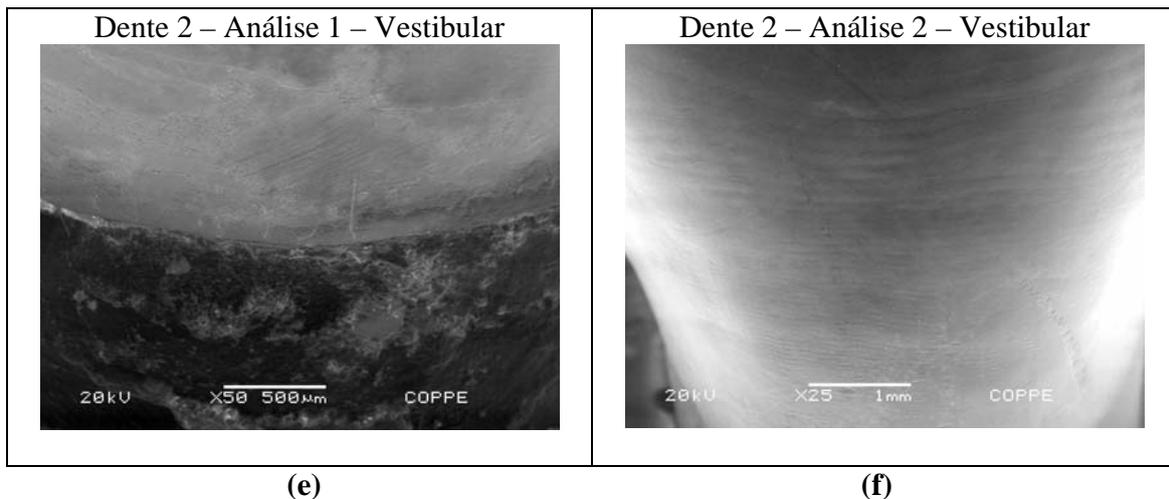


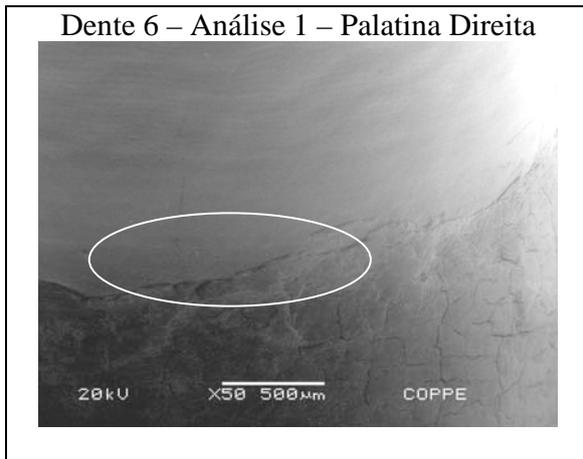
Figura 28 - Imagens da análise 1 (**a**, **c** e **e**) e 2 (**b**, **d** e **f**) da face vestibular.

Na análise 1 da face palatina do elemento 2 pode-se observar a presença de trincas verticais e trinca com ramificações na região do cimento (Figura 27 **a** e **c**). Na Figura 27, as imagens da análise 2 (**b** e **d**), não apresentam aparente aumento no número de trincas. Entretanto, pode-se observar propagação da trinca vertical (Figura 27 **e** e **f**). Em **e**, a seta indica a ponta da trinca na análise 1. Em **f**, percebe-se que a trinca se propagou até à JCE.

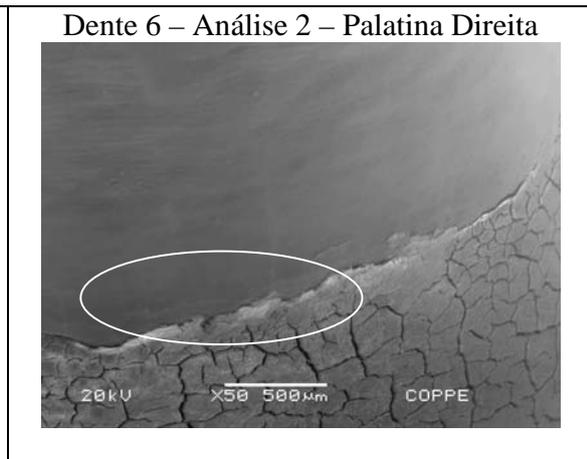
Na análise da face vestibular, destaca-se o aparecimento de uma trinca horizontal na análise 2, no lado direito (Figura 28 **b**).

DENTE 6

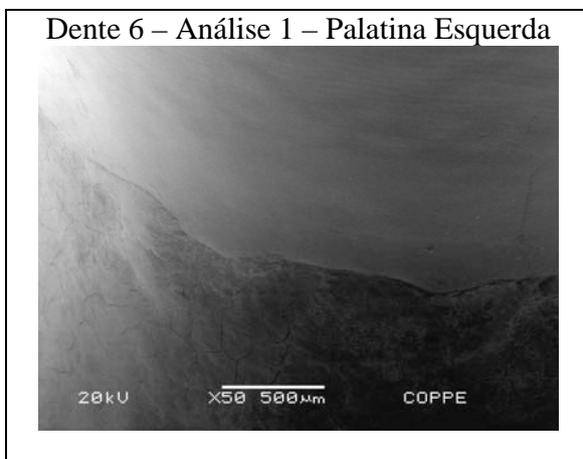
As características superficiais do elemento 6 encontram-se nas imagens abaixo (Figuras 29 e 30). Em 29 (**a**, **c**, **e** e **g**), os registros antes do carregamento cíclico e em 29 (**b**, **d**, **f** e **h**), as imagens após o teste. Essas comparações referem-se à face palatina. Figura 30 (**a**, **c**, **e** e **g**) e (**b**, **d**, **f** e **h**) apresenta as imagens da face vestibular, antes e depois do carregamento respectivamente.



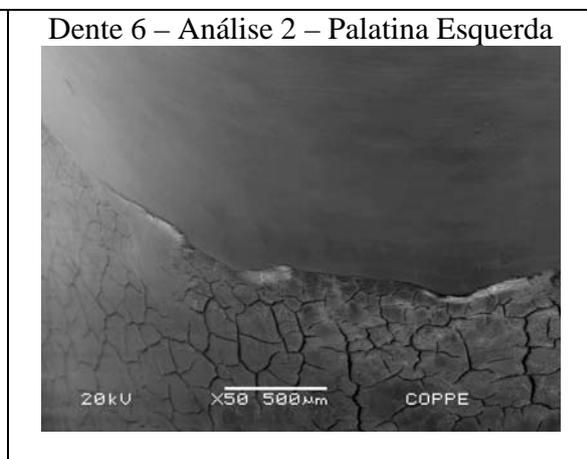
(a)



(b)



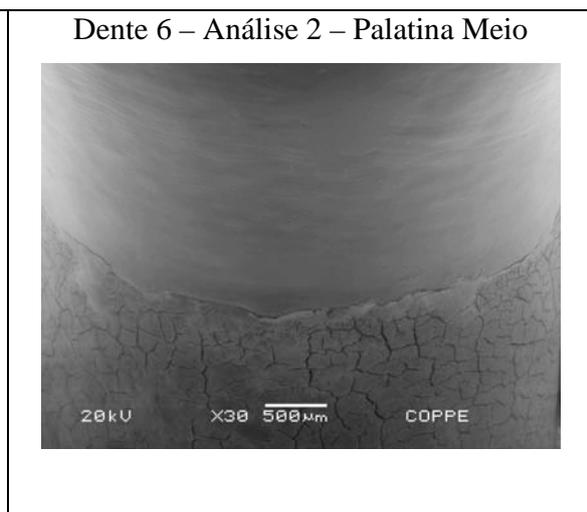
(c)



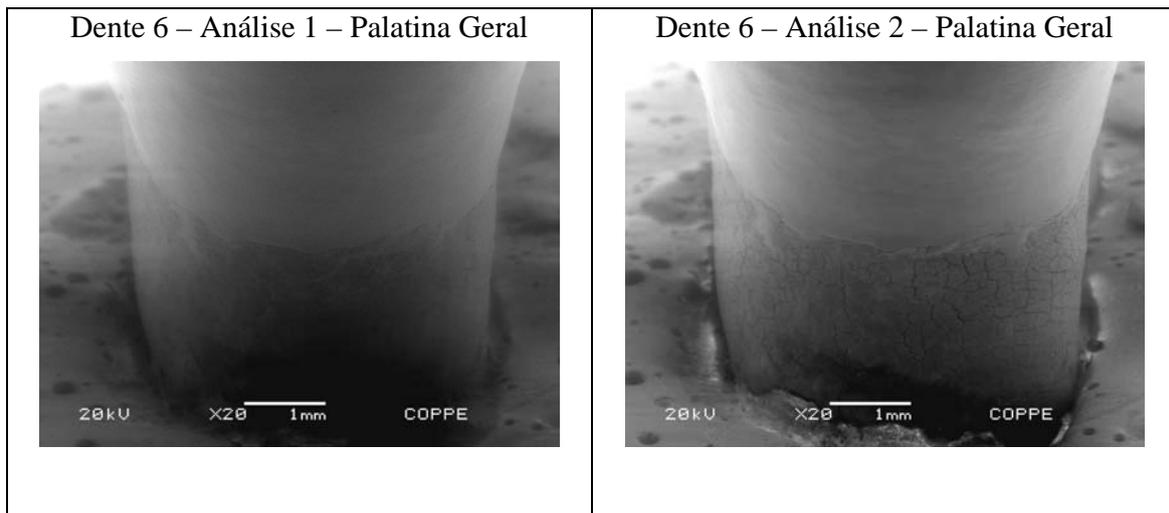
(d)



(e)



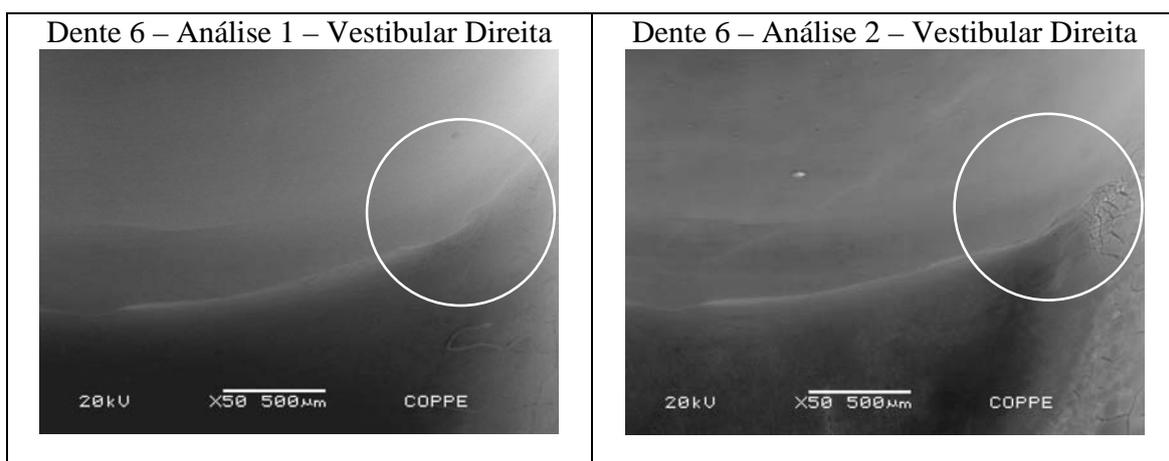
(f)



(g)

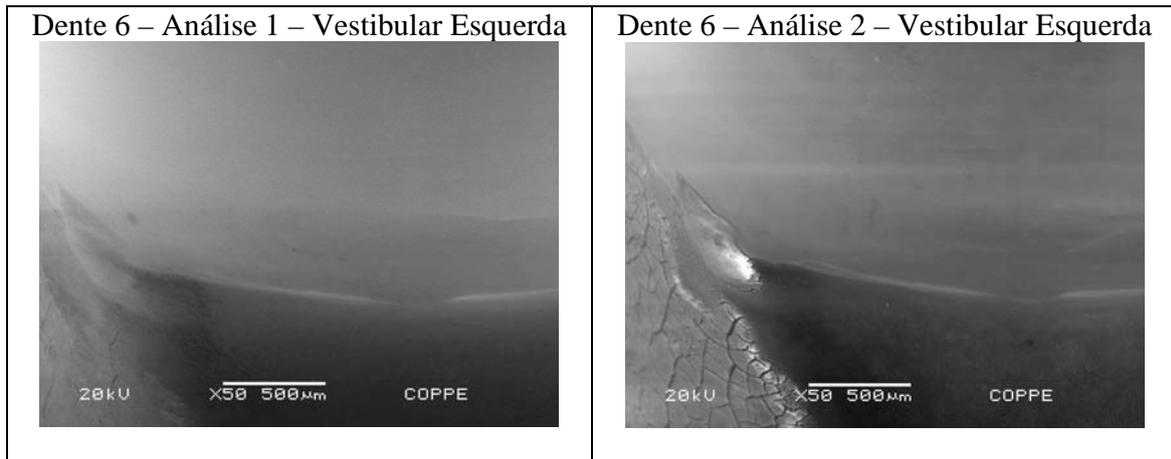
(h)

Figura 29 – Imagens comparativas da análise 1 (a, c, e e g) e 2 (b, d, f, h) da face palatina do dente 1.



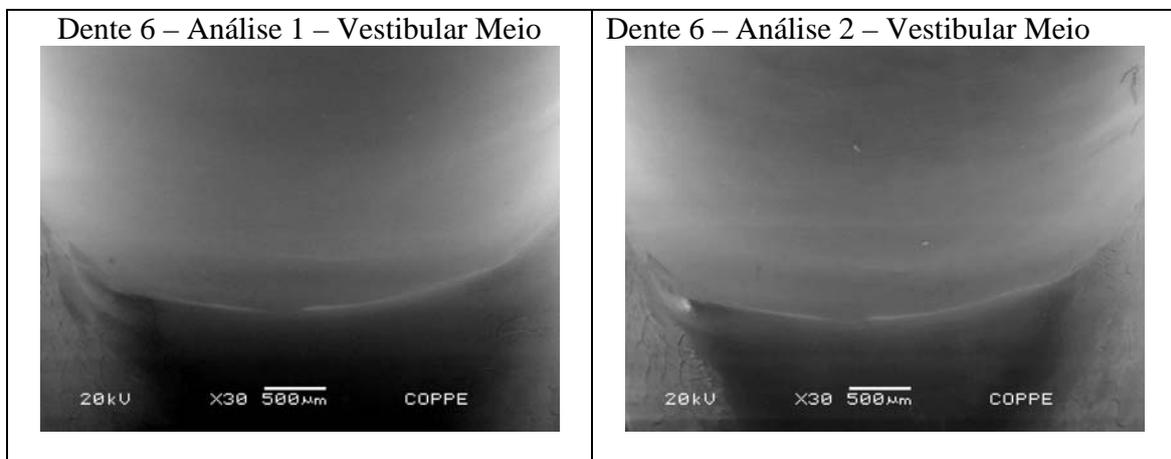
(a)

(b)



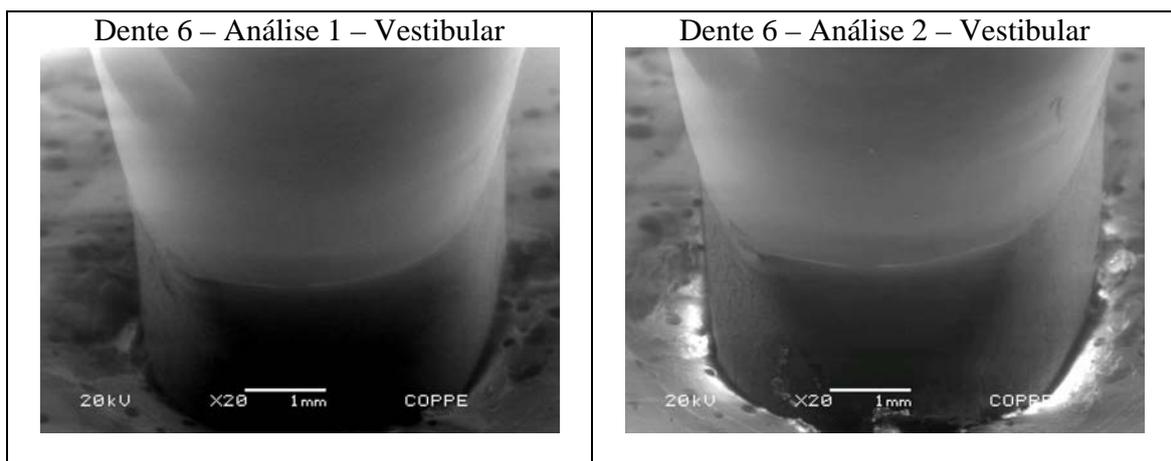
(c)

(d)



(e)

(f)



(g)

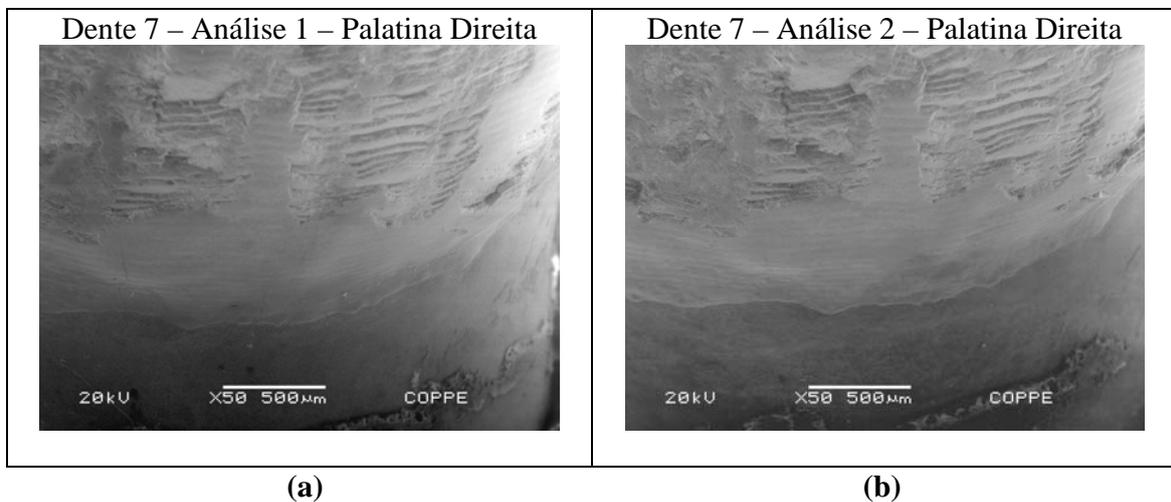
(h)

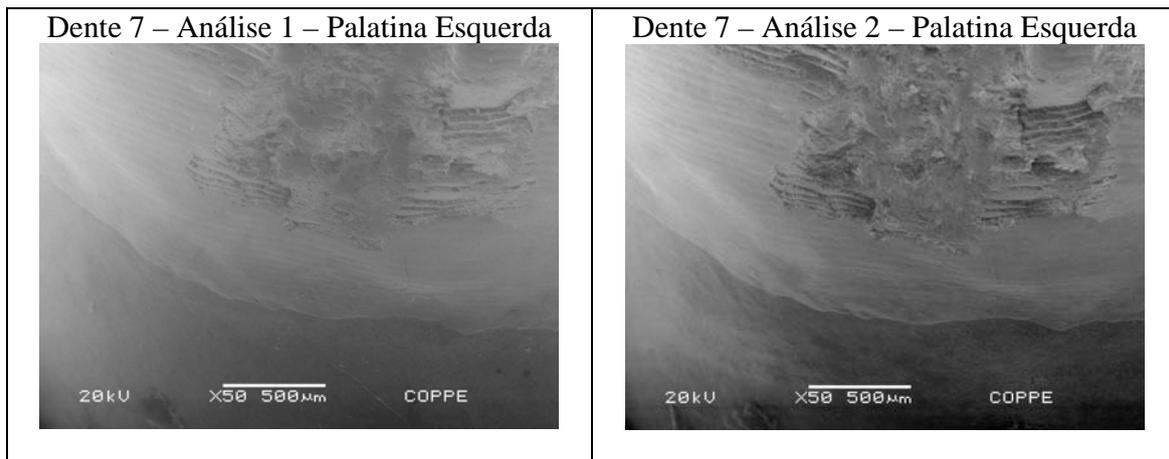
Figura 30 – Imagens comparativas da análise 1 (a, c, e e g) e 2 (b, d, f, h) da face vestibular do dente 6.

A face lingual do elemento 6, na análise 1, já apresentava trincas com ramificações, na região do cimento, como pode ser visto na Figura 29 **a** e **b**. O número de trincas parece ter aumentado em 29 **b** e trincas horizontais parecem ter surgido em esmalte (Figura 29 **b**), se comparamos as áreas circundadas (Figura 29 **a** e **b**). Na face vestibular, as comparações antes e depois do carregamento também permitem dizer que já havia trincas ramificadas na análise 1 (Figura 30). Entretanto essas trincas se apresentavam em menor número que na face palatina e aparentemente aumentaram pouco seu número na análise 2, como pode ser visto áreas em destaque da Figura 30 **a** e **b**.

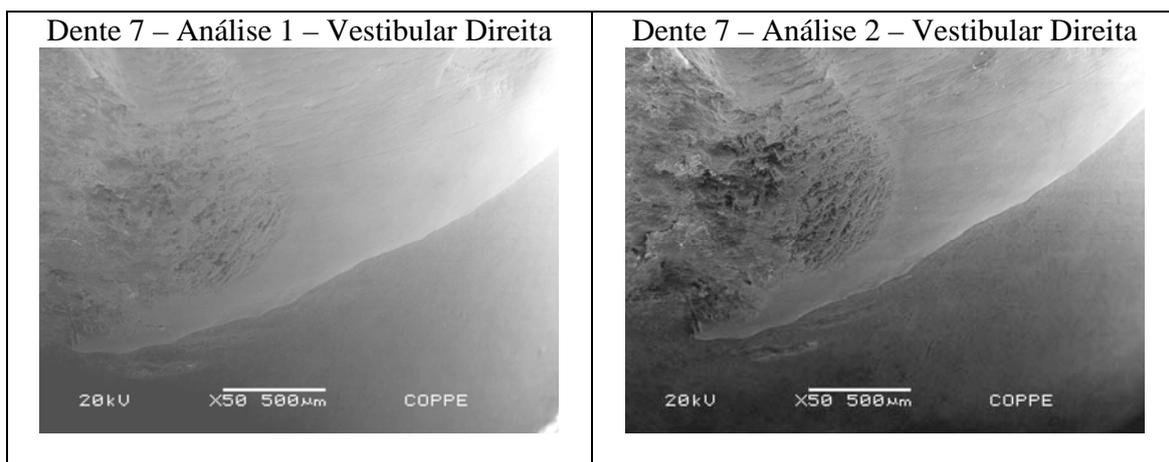
DENTE 7

O dente 7 praticamente não apresentou diferenças significativas, para as análises antes e depois do carregamento, tanto para a face palatina (Figura 31 **a**, **b**, **c** e **d**), quanto para a vestibular (Figura 32 **a**, **b**, **c** e **d**).

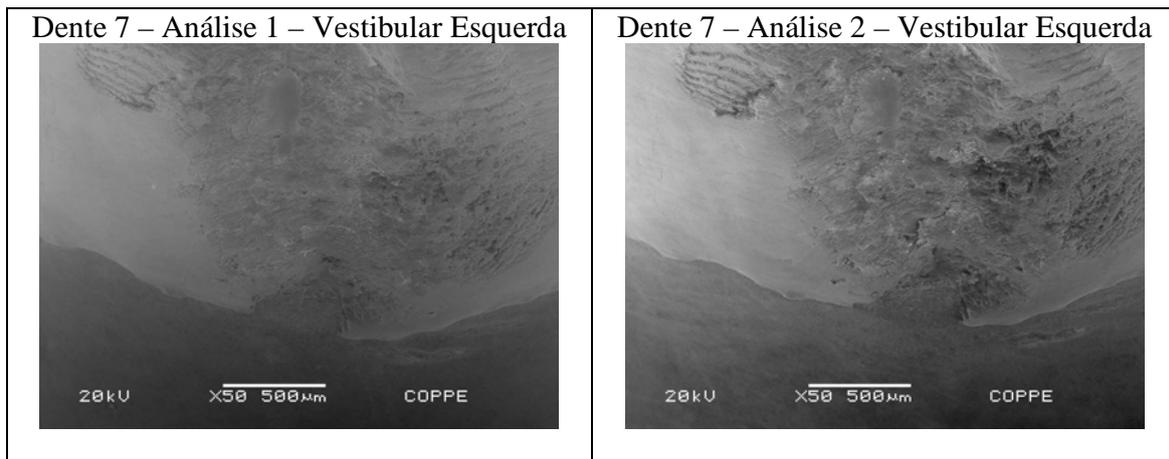




(c) (d)
 Figura 31 – Imagens comparativas da análise 1 (a e c) e 2 (b e d)
 da face palatina do dente 7.



(a) (b)



(c) (d)
 Figura 32 – Imagens comparativas da análise 1 (a e c) e 2 (b e d)
 da face vestibular do dente 7.

Nas imagens da face vestibular a seta indica a presença de pequena trinca na análise 1 (Figura 32 a). Essa mesma imagem aparece indicada novamente na análise 2 (Figura 32 b), mas não é possível garantir que houve aumento na largura da mesma.

DENTE 8

Serão analisados três pares de imagens da face palatina (Figura 33 a, c e e - imagens antes do teste de carregamento e 33 b, d e f - imagens das superfícies após o teste de carregamento. Na face vestibular, serão comparadas a metade direita antes e depois do carregamento (Figura 34 a e b) e a metade esquerda, também antes e depois do teste (Figura 34 c e d).

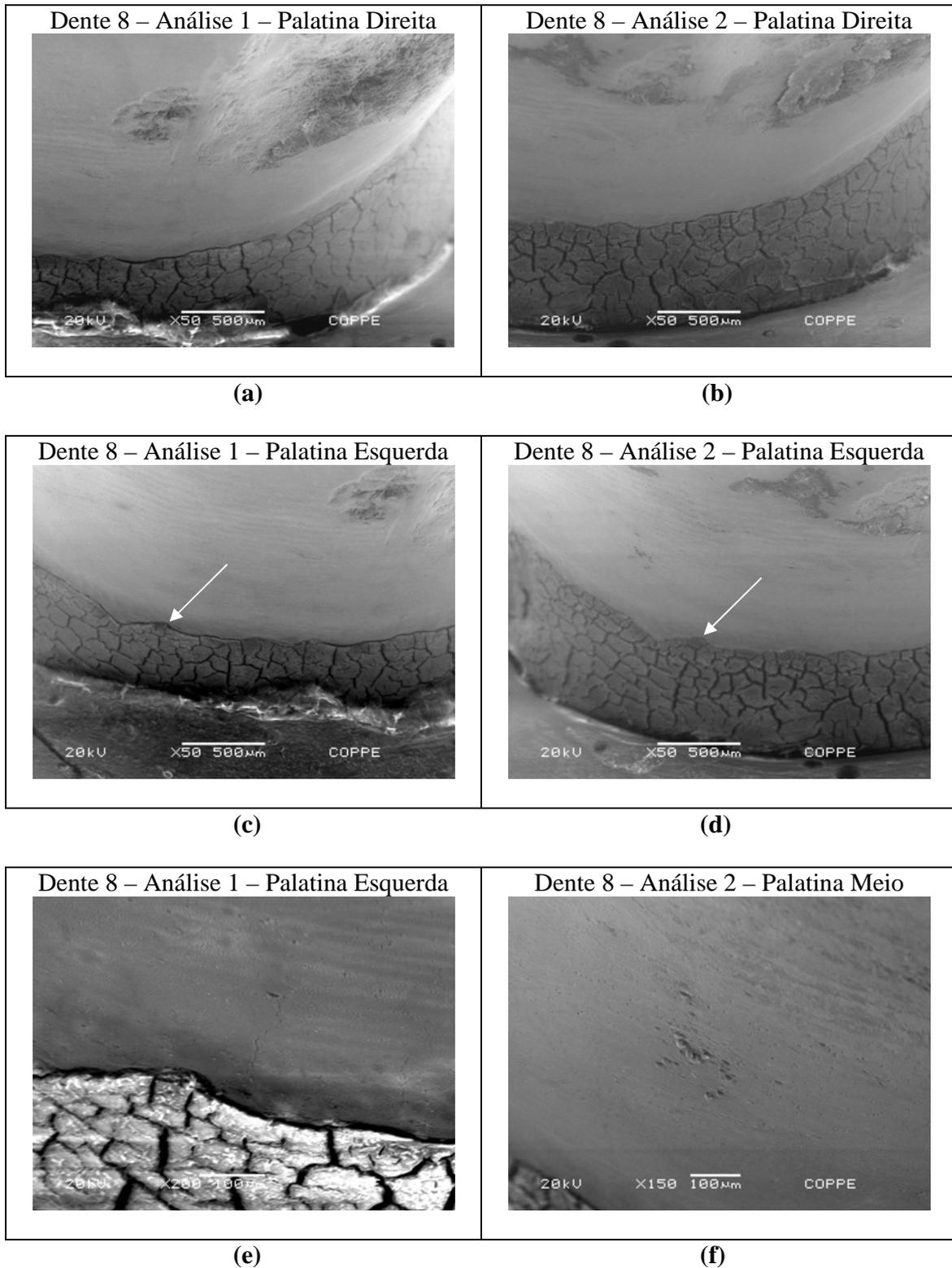
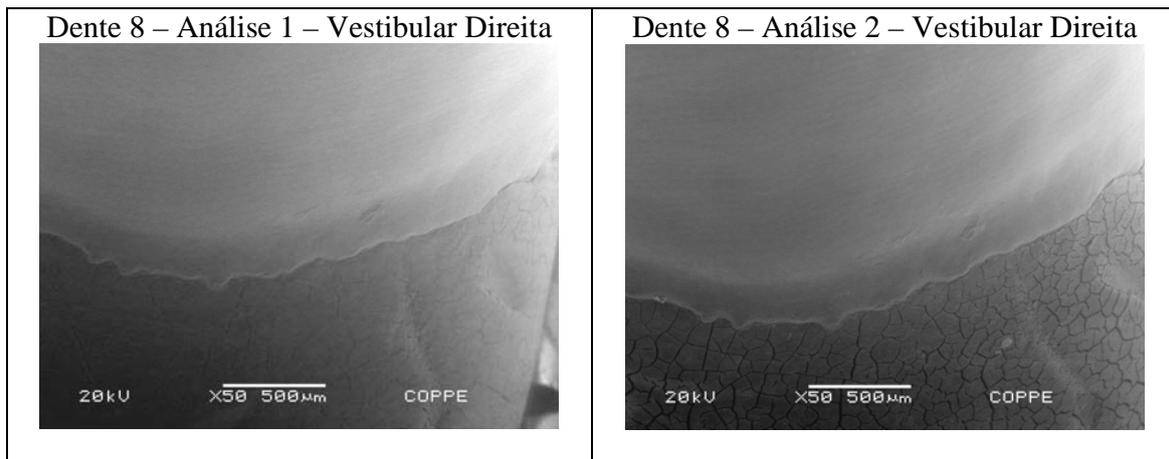
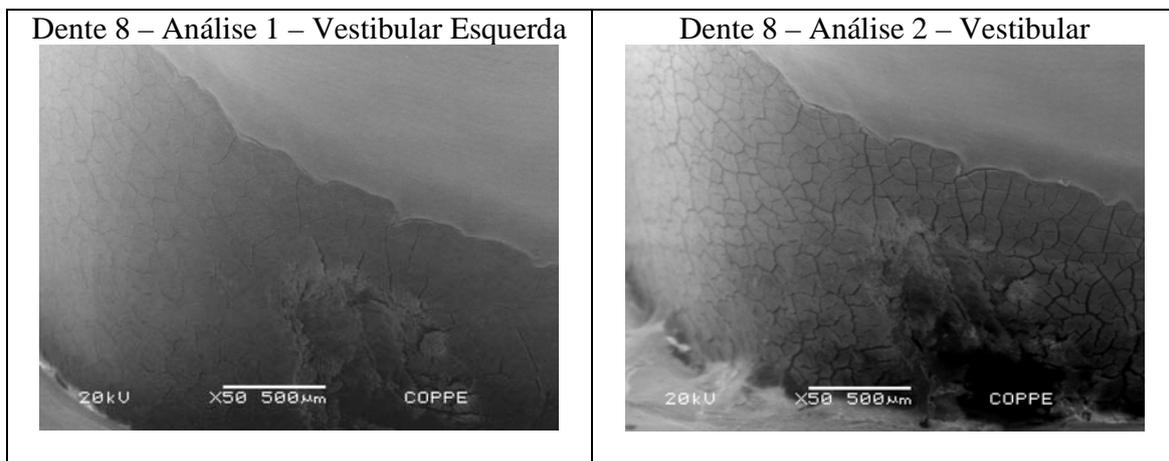


Figura 33 - Imagens da análise 1 (a, c e e) e análise 2 (b, d e f) da face palatina.



(a)

(b)



(c)

(d)

Figura 34 – Imagens comparativas da análise 1 (a e c) e 2 (b e d) da face vestibular do dente 8.

A região cervical das faces palatina e vestibular já apresentava, na análise 1, a presença de várias trincas com ramificações em área de cimento. Na Figura 33 **b** percebe-se aparente aumento no número de trincas com ramificação, quando comparado a 33 **a**. Também na Figura 34 (**b** e **d**) parece ter havido aumento significativo no número de trincas ramificadas, quando comparadas com a análise 1 Figura 34 (**a** e **c**). A imagem de uma trinca preexistente que corre sobre a JCE na face palatina (Figura 33 **c**), parece aparecer de forma descontinuada após o carregamento, como indicam as setas (Figura 33 **e**).

DENTE 10

A face palatina do elemento 10 foi analisada a partir das imagens abaixo. A análise 1 é representada pelas imagens à direita (Figura 35 **a** e **c**); as imagens feitas após o carregamento estão dispostas à esquerda (Figura 35 **b** e **d**). Seis imagens permitem a comparação entre a análise 1 (Figura 36 **a**, **c** e **e**) e análise 2 da face vestibular do dente 10 (Figura 36 **b**, **d** e **f**).

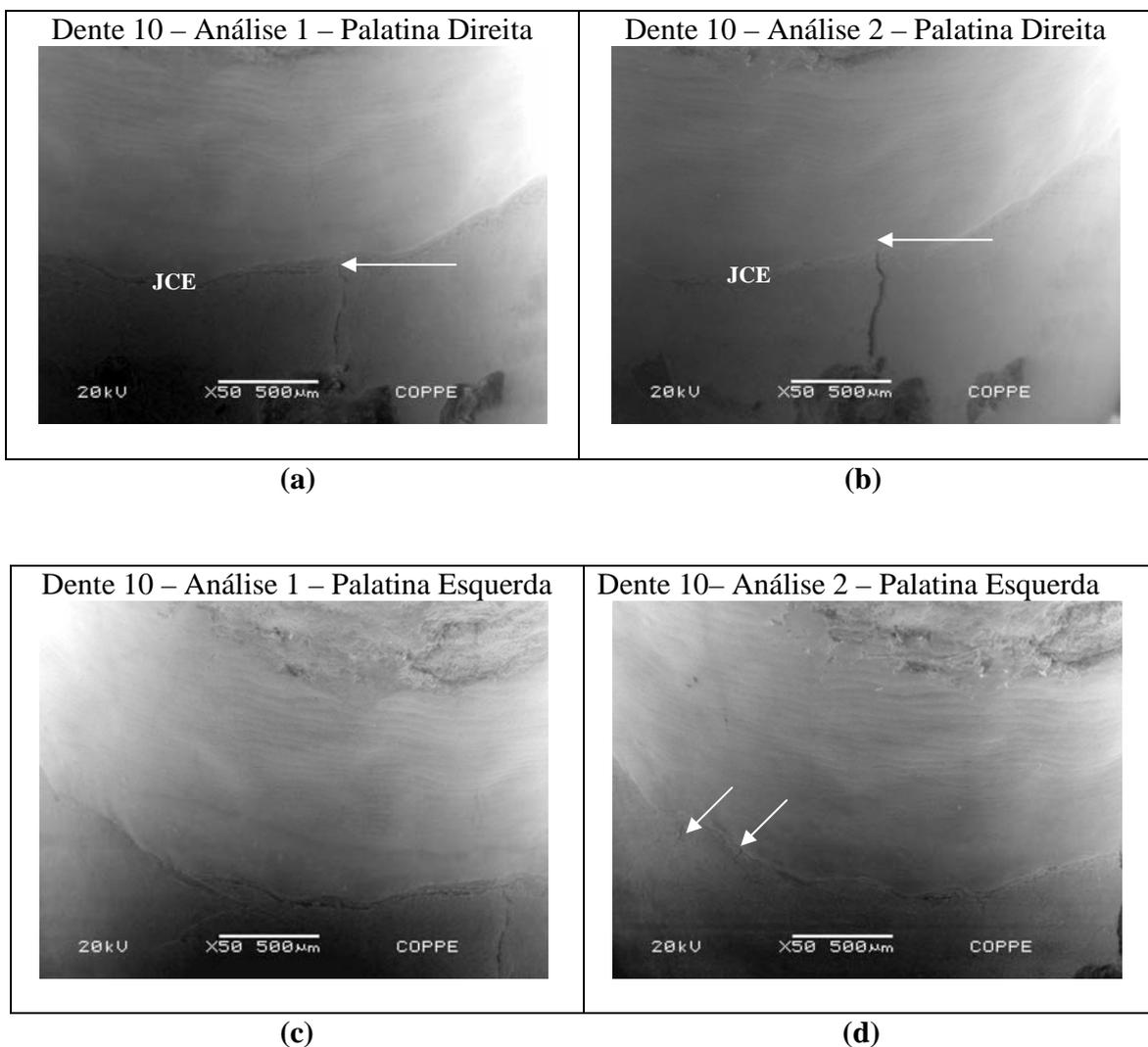


Figura 35 – Imagens comparativas da análise 1 (**a** e **c**) e análise 2 (**b** e **d**) da face palatina do dente 10.

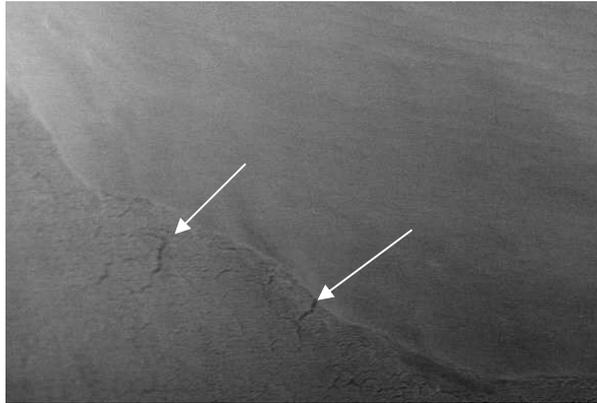
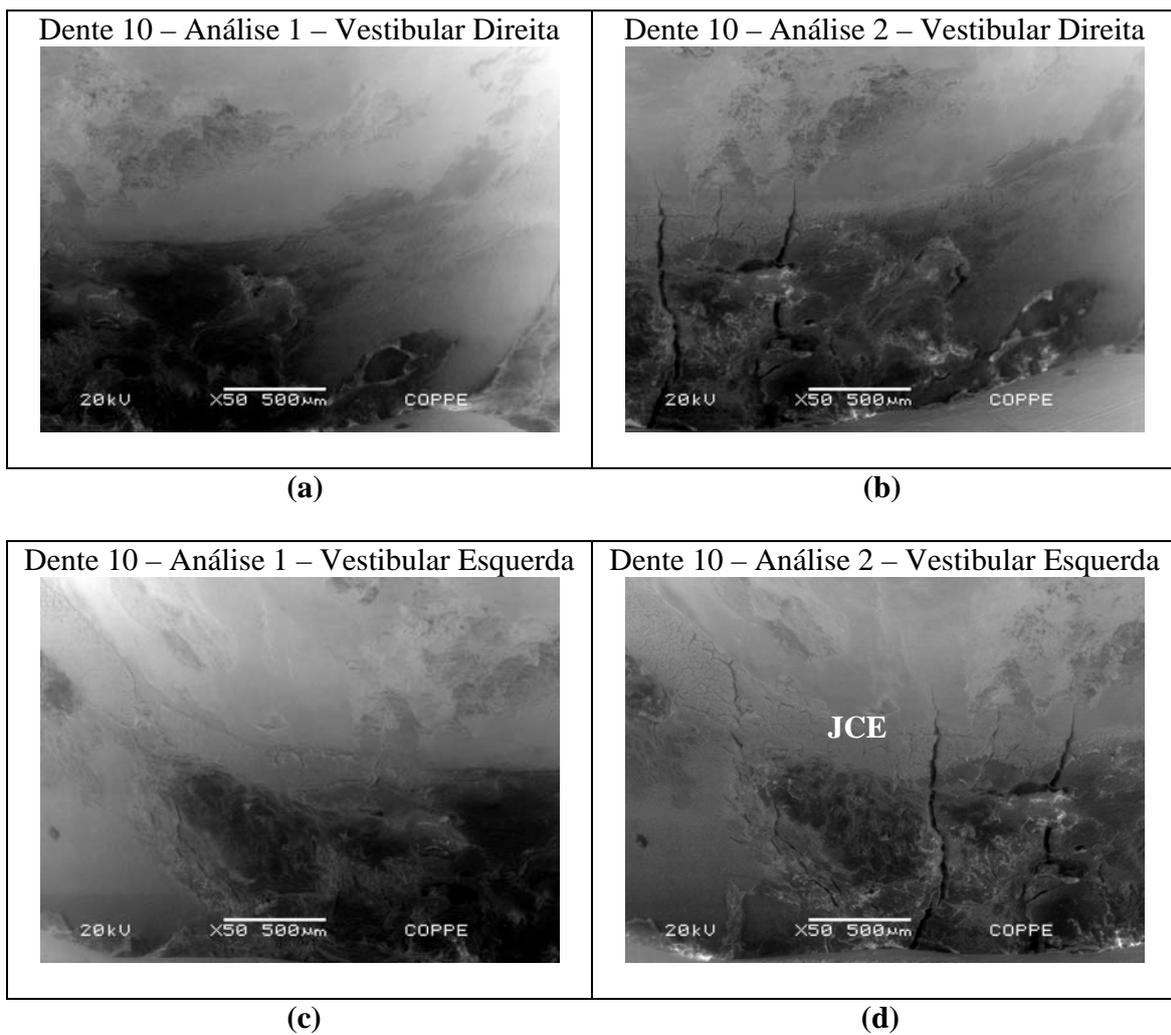
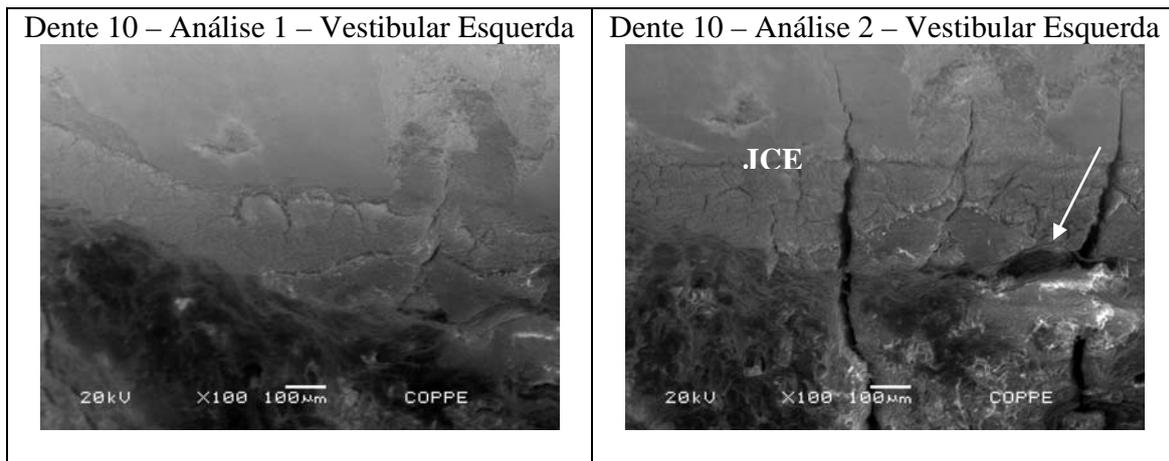


Figura 36 – Ampliação da imagem de trincas detectadas na análise 2 (Figura **d**) da face palatina do dente 10.





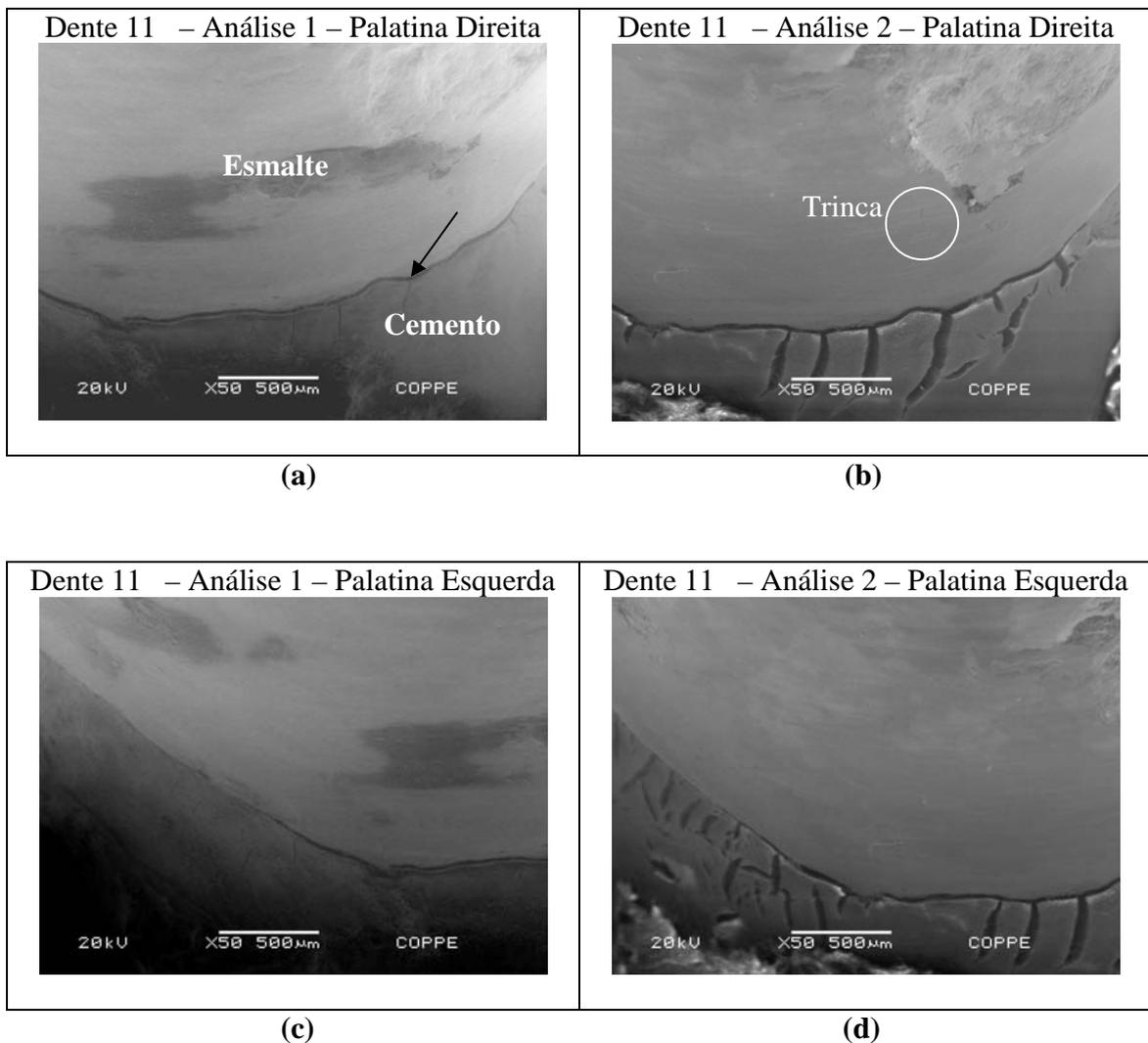
(e) (f)
 Figura 37 – Imagens comparativas da análise 1 (a, c e e) e análise 2 (b, d e f) da face vestibular do dente 10.

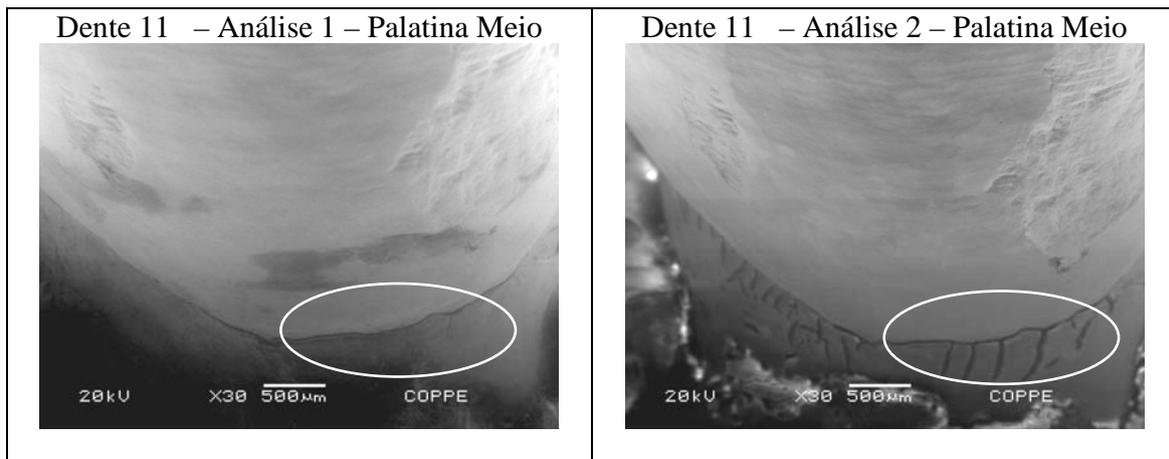
O resultado da análise das imagens do elemento 10 foi um dos mais evidentes. Na face palatina uma trinca vertical preexistente (Figura 35 a) apresentou aumento em largura e comprimento na análise 2 (Figura 35 b). Pode-se perceber que a trinca avançou, na análise 2, ultrapassando ligeiramente a JCE, como indicado através das setas (Figura 35 a e b). Na metade esquerda, houve o surgimento de pequenas trincas verticais, próximo à JCE, após o carregamento cíclico, como indicam as setas da Figuras 35 d e 36.

Algumas alterações na superfície vestibular do elemento 10 já são perceptíveis na análise 1 (Figura 37 c e e). Analisando-se as imagens após o teste de carregamento, percebe-se que houve um aumento significativo na largura das trincas (Figura 37 b e d), além da propagação das mesmas em direção à JCE. Houve também a formação de uma trinca horizontal, ligeiramente abaixo da junção amelocementária, indicada pela seta (Figura 37 f).

DENTE 11

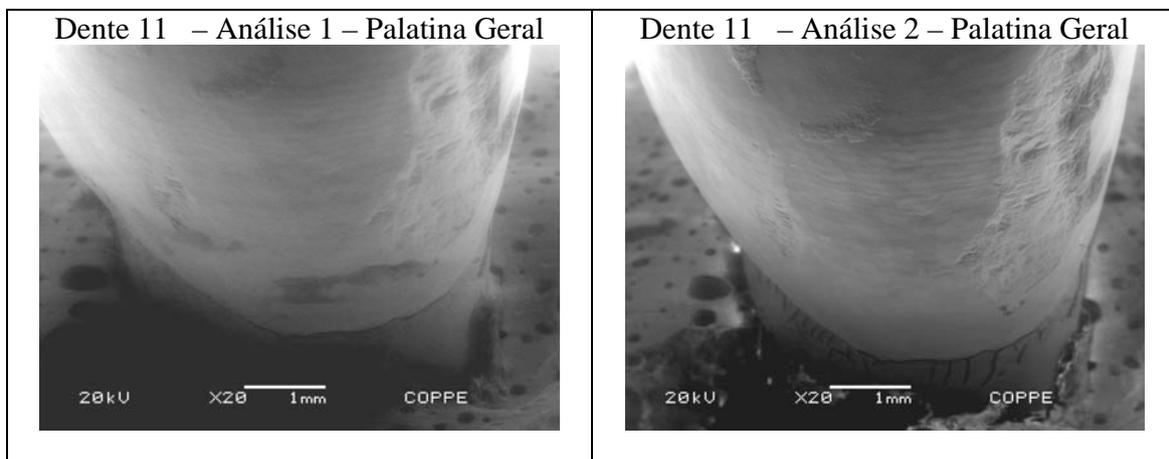
Trinca horizontal perceptível em todas as imagens feitas antes do teste de carregamento cíclico, na face palatina do elemento 11 (Figura 38 **a, c, e e g**). A trinca localiza-se no limite entre o esmalte e o cimento, como indica a seta na Figura 38 **a**. As imagens da análise 2 demonstram a alteração de superfície após o carregamento (Figura 38 **b, d, f e h**). Na seqüência, imagens comparativas da análise 1 (Figura 39 **a, c, e e g**) e análise 2 (Figura 39 **b, d, f, h**) da face vestibular do dente 11.





(e)

(f)



(g)

(h)

Figura 38 – Imagens comparativas da análise 1 (a, c, e e g) e análise 2 (b, d, f e h) da face palatina do dente 11.

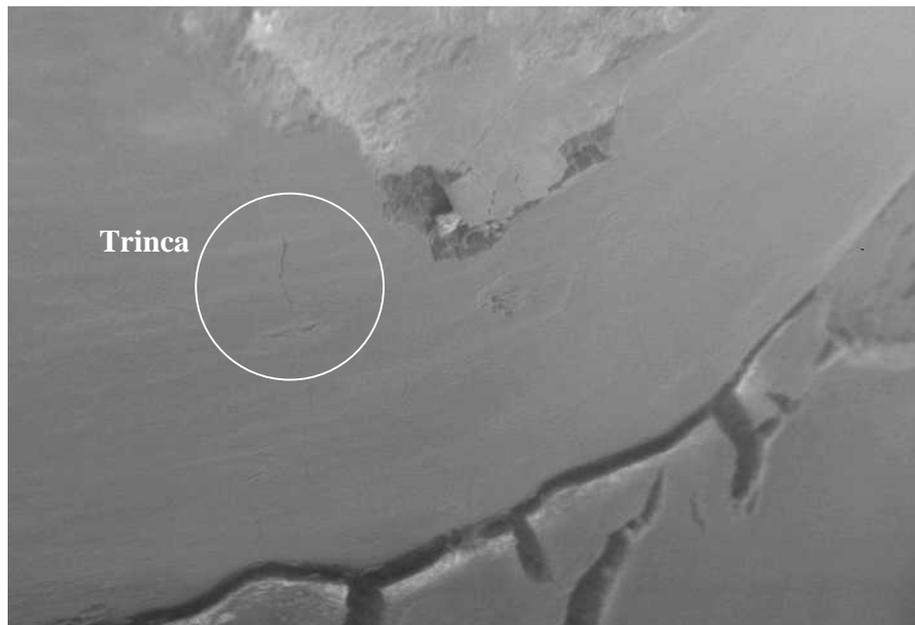
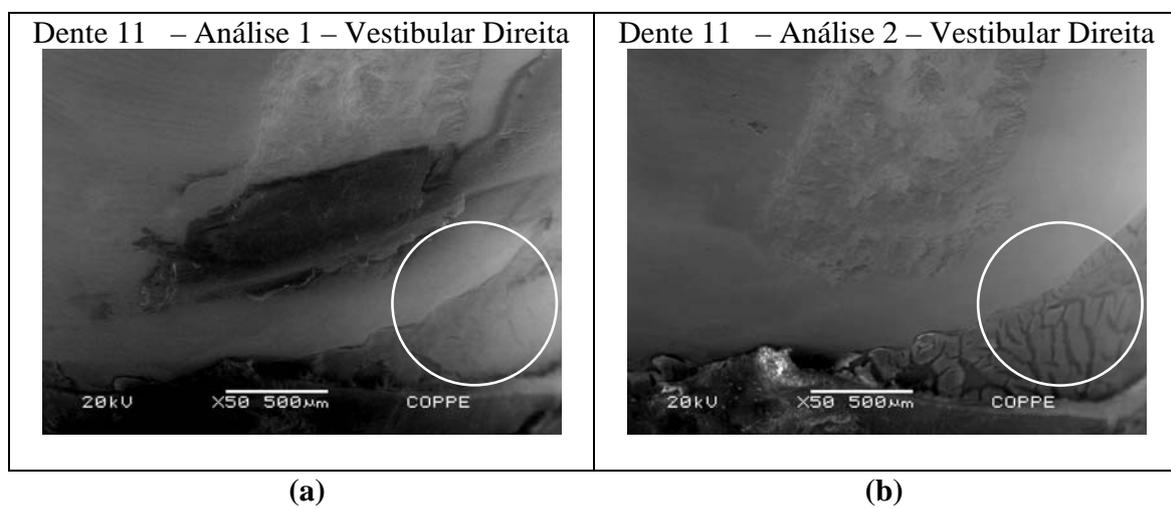
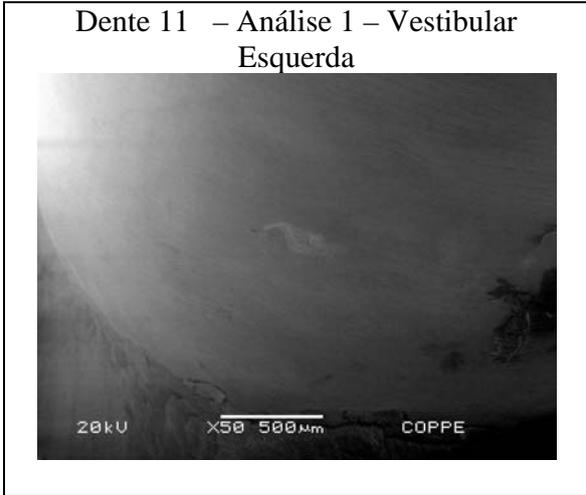
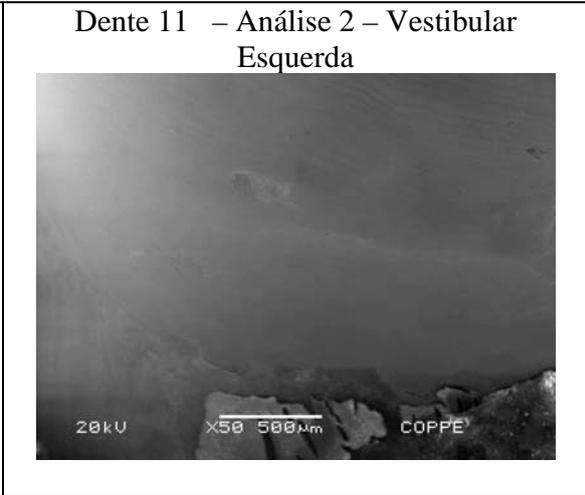


Figura 39 – Imagem mostrando ampliação do destaque da Figura 38 **b**: uma trinca horizontal e uma vertical surgidas após o teste de carregamento.

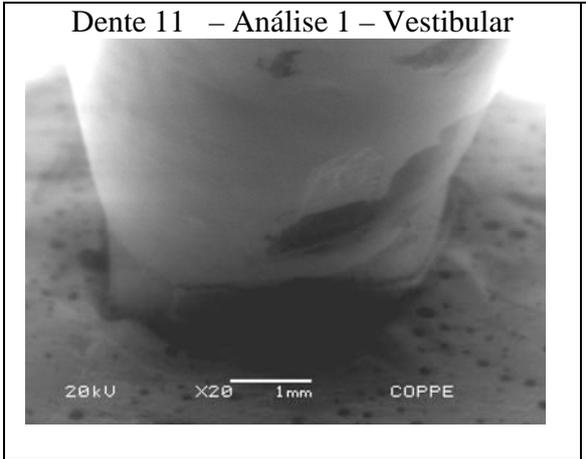




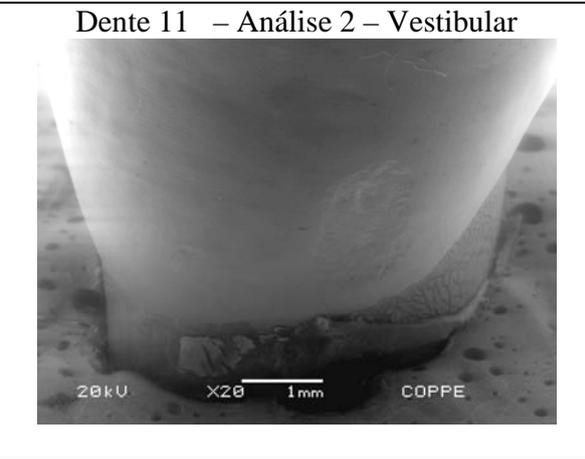
(c)



(d)



(e)



(f)

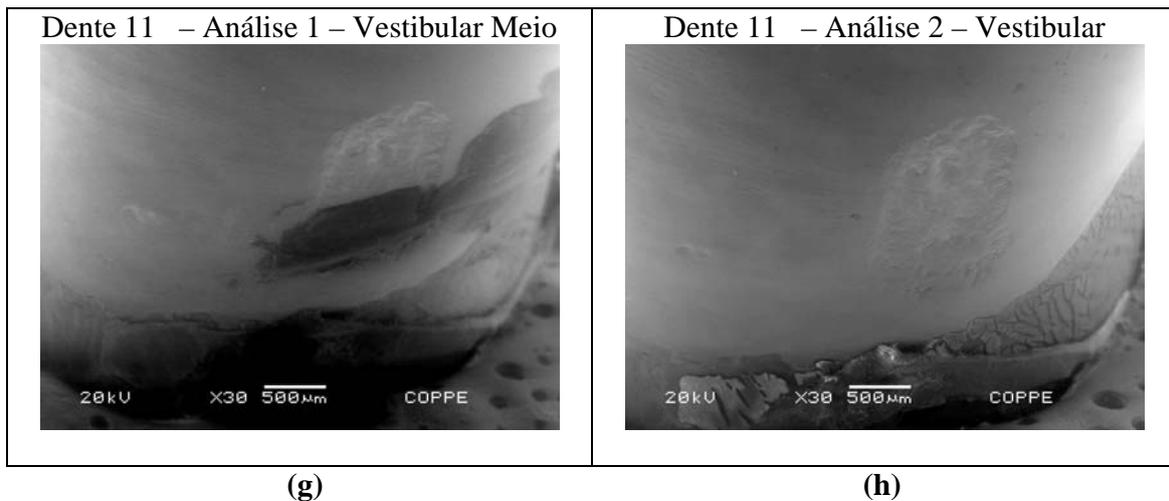
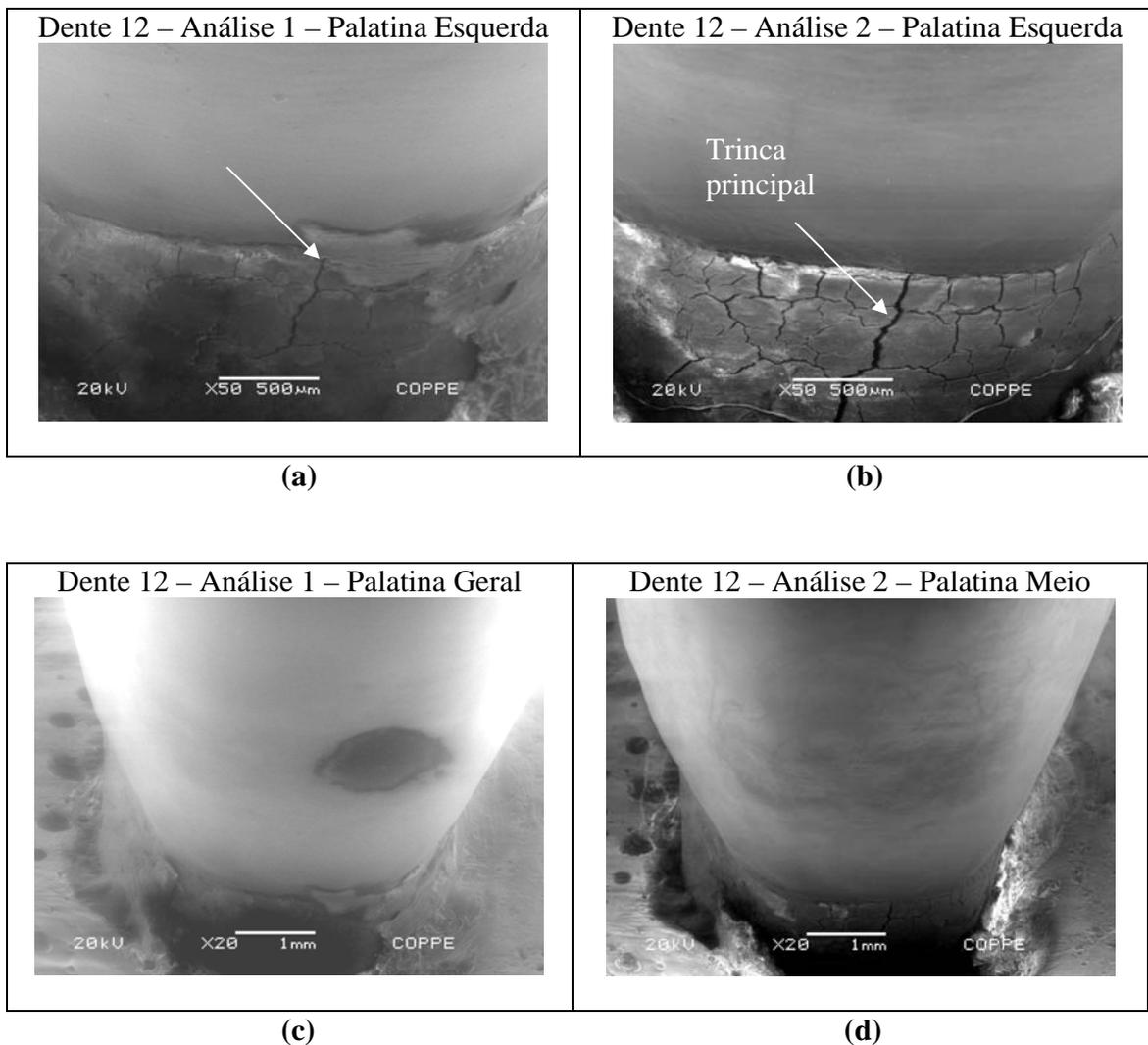


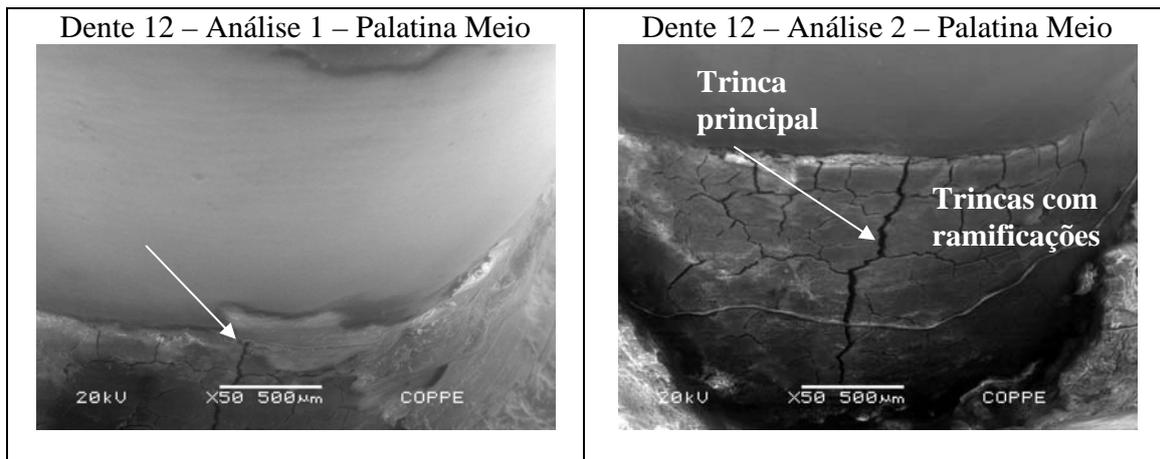
Figura 40 – Imagens comparativas da análise 1 (**a, c, e e g**) e análise 2 (**b, d, f, h**) da face vestibular do dente 11.

As imagens da análise 2 da face lingual demonstram que a trinca se propagou ao longo da JCE (Figura 38 **b e d**). Na figura 38 **e e f** grande aumento na largura da trinca e propagação em direção à ponta da raiz (ápice). Na análise 2 da face palatina aparecem duas trincas: uma vertical e uma horizontal na região de esmalte (Figura 39). Nas imagens da face vestibular (Figura 40 **a e b**), percebe-se o aumento do número de trincas com ramificações, à direita na área em destaque.

DENTE 12

As imagens iniciais da face palatina do elemento 12 (Figura 41 **a** e **e**) já apresentam trinca horizontal evidenciada pelas setas. A trinca atinge o limite entre o esmalte e o cimento, como indica a seta na Figura 41 **a** e **e**. As imagens da análise 2 demonstram a alteração de superfície após o carregamento (Figura 41 **b**, **d** e **f**). Na seqüência, imagens comparativas da análise 1 (Figura 42 **a**, **c**, **e** e **g**) e análise 2 (Figura 42 **b**, **d**, **f**, **h**) da face vestibular do dente 12.

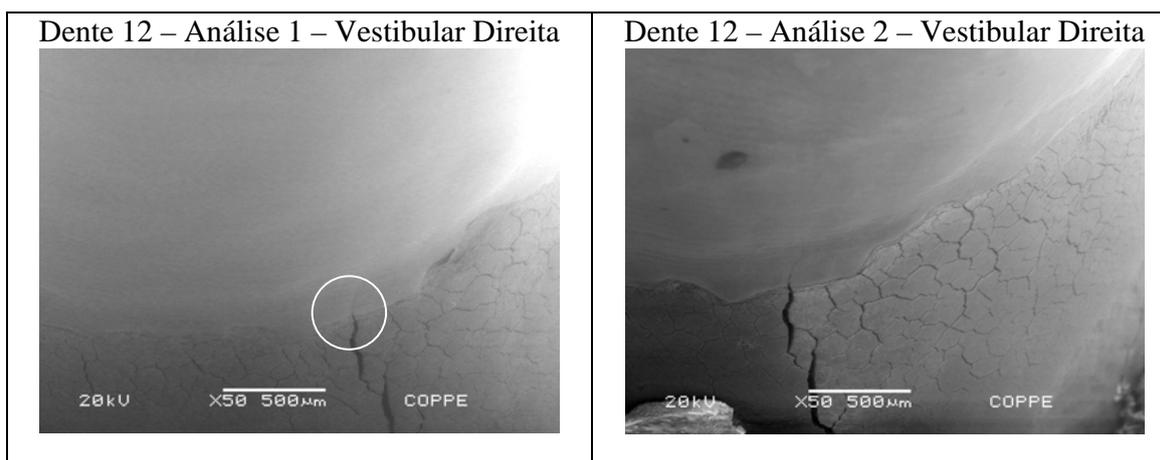




(e)

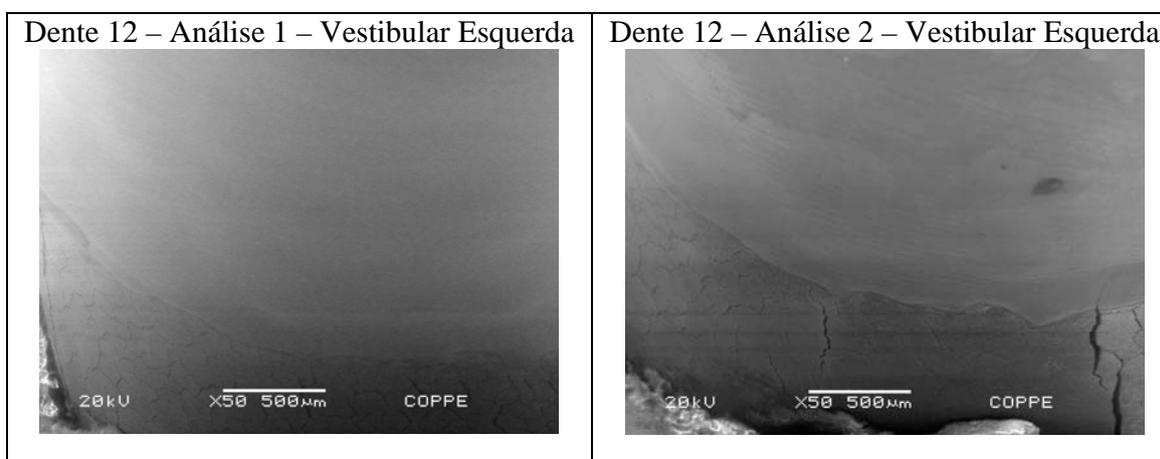
(f)

Figura 41 – Imagens comparativas da análise 1 (a, c e e) e análise 2 (b, d e f) da face palatina do dente 12.



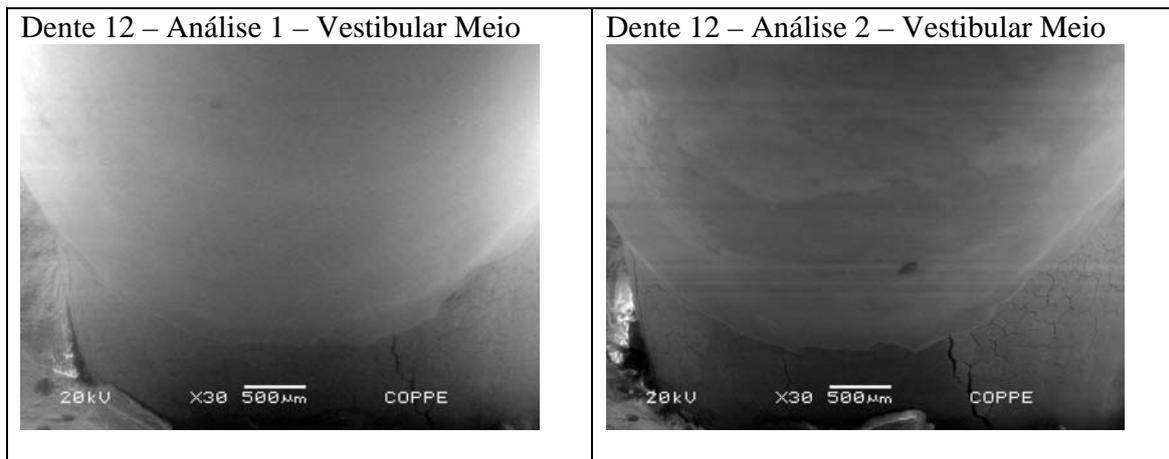
(a)

(b)



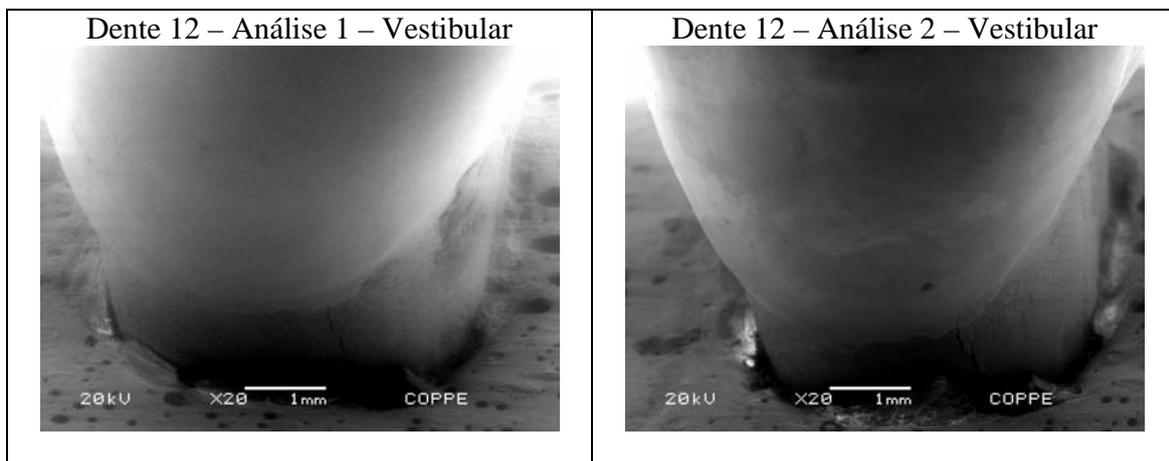
(c)

(d)



(e)

(f)



(g)

(h)

Figura 42 – Imagens comparativas da análise 1 (a, c, e e g) e análise 2 (b, d, f, h) da face vestibular do dente 12.

Na face palatina (Figura 41 b e f) nota-se aumento da largura da trinca principal, indicada pela seta e aumento no numero de trincas com ramificações.

Na Figura 42 a, ainda na análise 1, a trinca principal já invade levemente a área de esmalte. A largura da trinca na análise 2 aumenta e cresce a sua volta, o número de trincas com ramificações (Figura 40 b).

Esse grupo apresentou oito amostras. Cada dente apresentava características individuais antes do carregamento. As alterações superficiais após o carregamento também foram diversas. Considerando-se a face palatina dos dentes analisados, podemos dizer que na análise 2 as principais características - em sua maioria restritas à área de cimento - apresentadas foram:

- aumento do número de trincas com ramificações;
- aumento do número de trincas verticais;
- propagação de trincas, principalmente das verticais;
- aumento na largura de trincas verticais e de trincas com ramificações;

As imagens da face vestibular após o carregamento além de apresentarem as características descritas acima, têm algumas peculiaridades. A Figura 26 **d** sugere perda de tecido na região vestibular, em área de esmalte do dente 1. No elemento 2, aparece uma grande trinca horizontal (Figura 28 **b**), que não encontra similar na região lingual de nenhum dente analisado. Comparando-se uma trinca presente na palatina do elemento 10 (Figura 35 **a** e **b**) com outra na vestibular, percebe-se que a trinca na face vestibular se propagou mais do que a trinca da palatina (Figura 37 **a** e **b**). O mesmo fenômeno ocorre nas imagens do dente 12 que mostram a diferença do avanço de duas trincas, uma na palatina e uma na vestibular. Na palatina, após o carregamento a trinca aparentemente não avança, enquanto que na face vestibular, a trinca se propaga verticalmente até esmalte (Figura 41 **a** e **b**). e Figura 42 **a** e **b**).

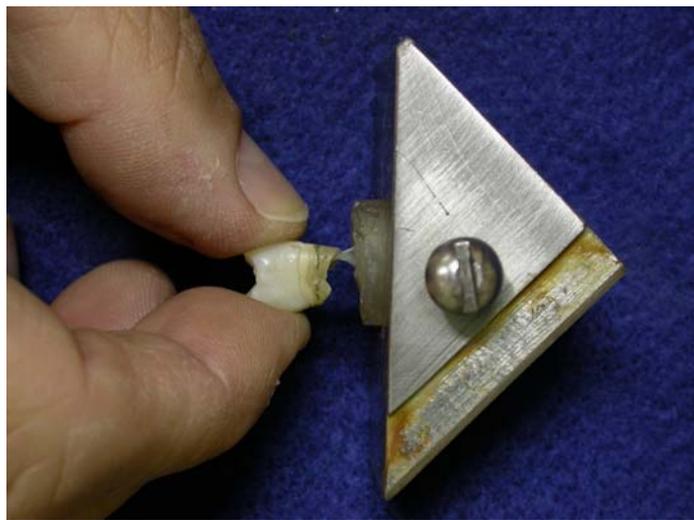
A partir das observações podemos dizer que houve diferentes padrões de comportamento para cada dente. Uma área de perda de esmalte na vestibular foi observada em apenas um dente. Na maioria dos dentes o fenômeno mais comum após o carregamento foi o aumento e propagação de trincas em região de cimento. Partindo-se do pressuposto que com o aumento do número de ciclos aplicados, haveria perda de tecido dentário, principalmente a partir do encontro das ramificações das várias trincas frequentemente presentes na análise 2, podemos supor que a maior perda tecidual se daria na região de cimento e não em esmalte, como propõe o modelo de Lee e Eakle (Figura 3).

5.2.2- Grupo 2

Neste grupo estão reunidos os dados relativos aos dentes que fraturaram na região cervical durante o carregamento cíclico (Figura 43 a e b).



(a)



(b)

Figura 43 **a e b** - Dente fraturado na região cervical.

DENTE 3

O dente 3 fraturou em $9,27 \times 10^5$ ciclos. Foram feitas comparações entre as imagens da face vestibular antes (Figura 43 **a** e **c**) e depois do carregamento (Figura 43 **b** e **d**). A Figura 45 mostra o detalhe da figura 44 **d** ampliado.

A área interna da fratura pode ser observada em detalhes na Figura 46 (**a,b, c, d,e, f** e **g**). Não foram feitas imagens da face palatina do elemento 3, excetuando-se aquelas relativas à fratura.

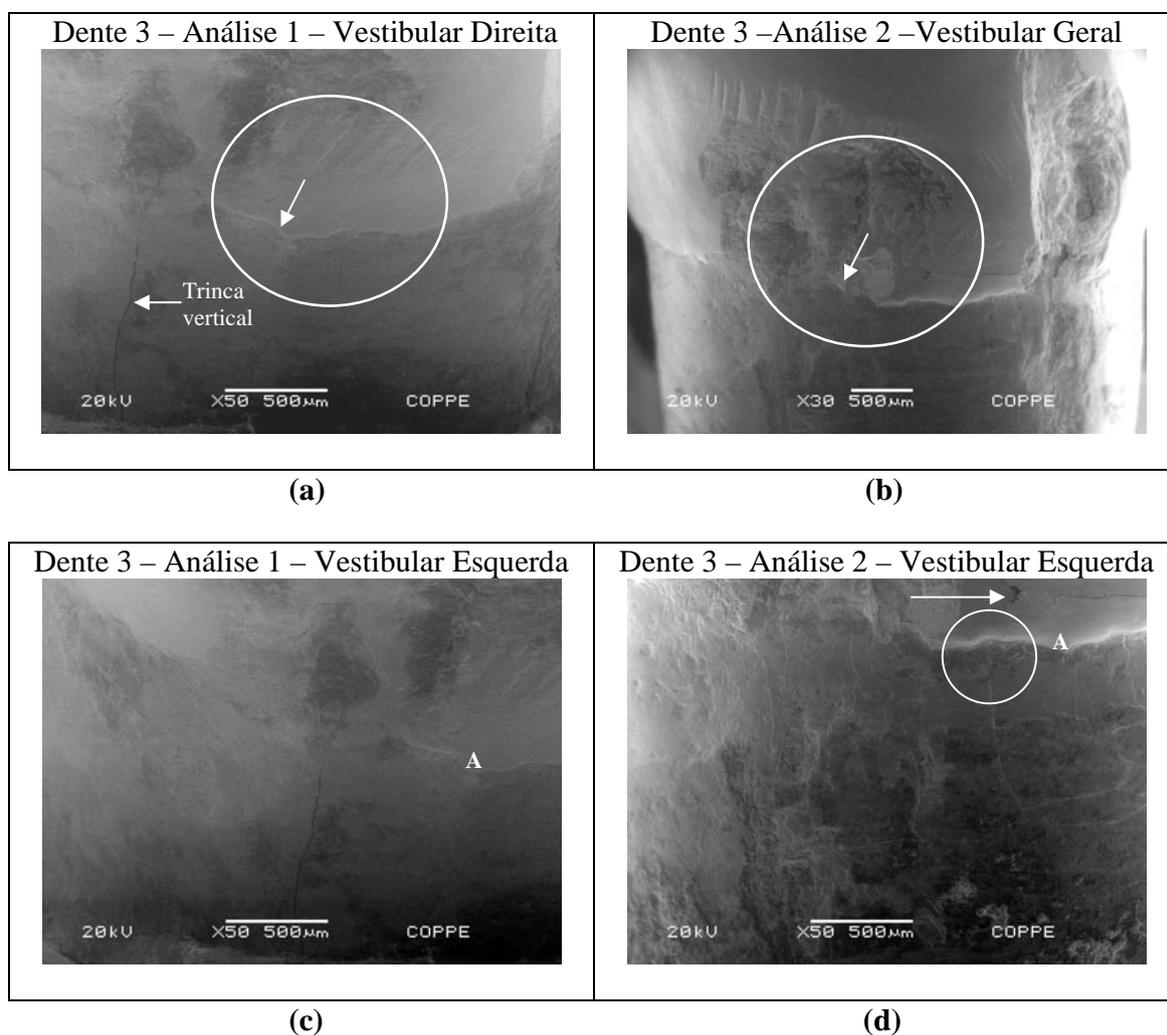


Figura 44 – Imagens comparativas da análise 1 (**a** e **c**) e análise 2 (**b** e **d**) da face vestibular do dente 3. A- Linha divisória entre cimento e esmalte (JCE).

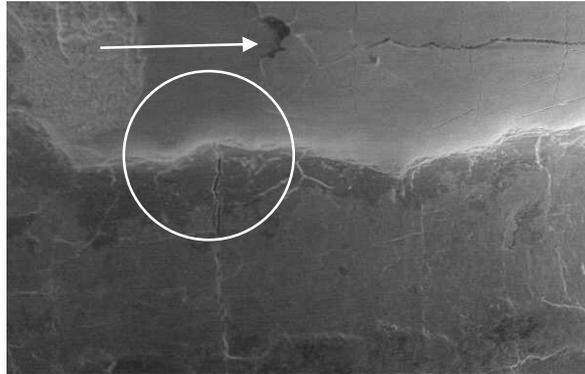
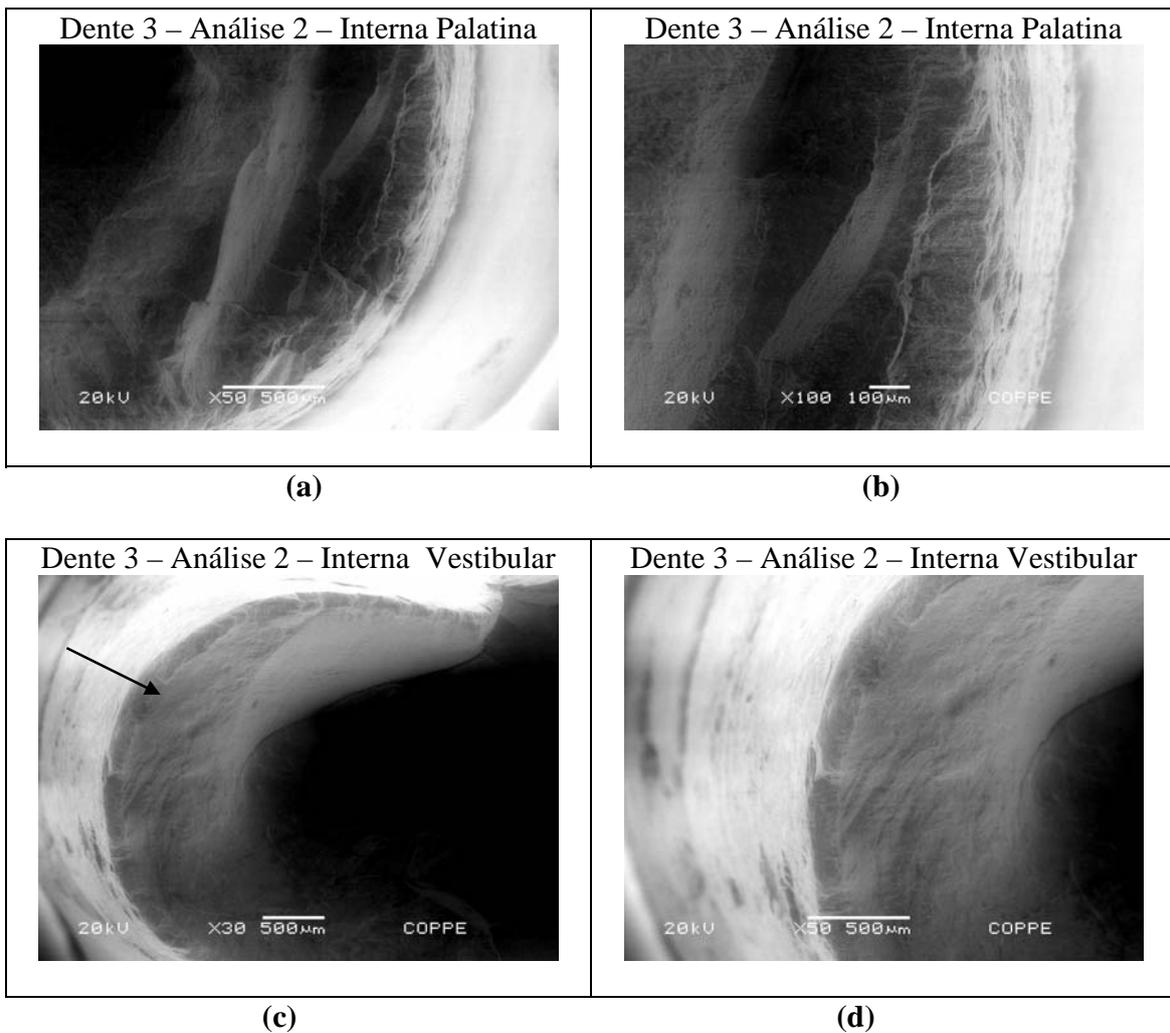
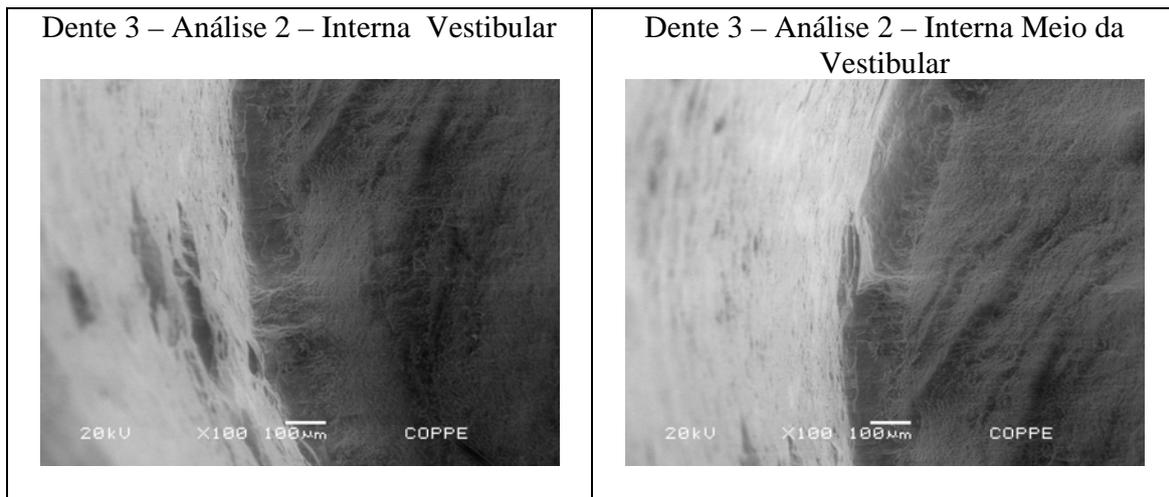


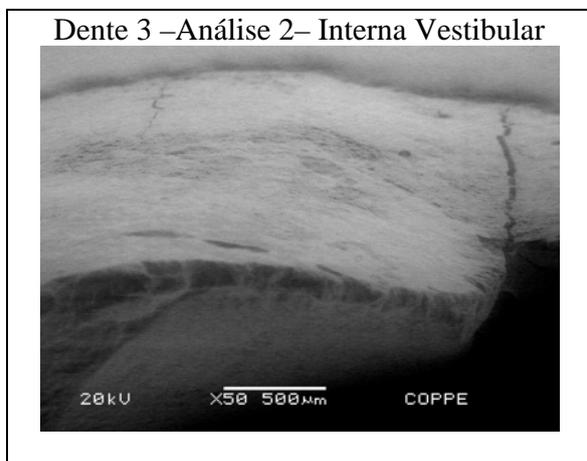
Figura 45 – Ampliação da área em destaque da Figura 44 **d**, onde observa-se a propagação de trinca até a JCE (área circundada) e a alteração na superfície do esmalte, indicada pela seta.





(e)

(f)



(g)

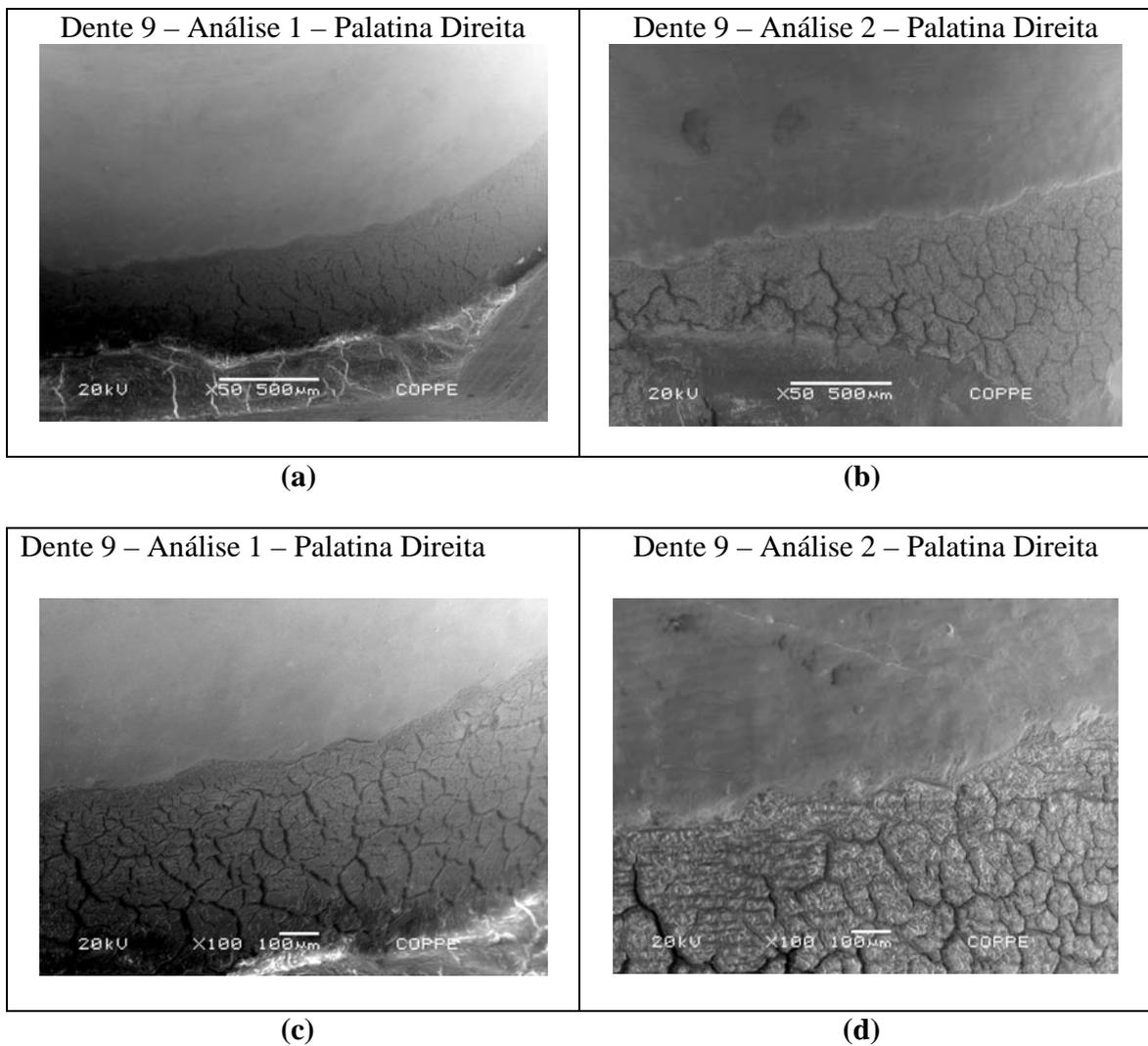
Figura 46 – Imagens da área interna da fratura no lado palatino (a e b) e no lado vestibular (c, d, e, f e g) do elemento 3. Em c, seta indica início da fratura.

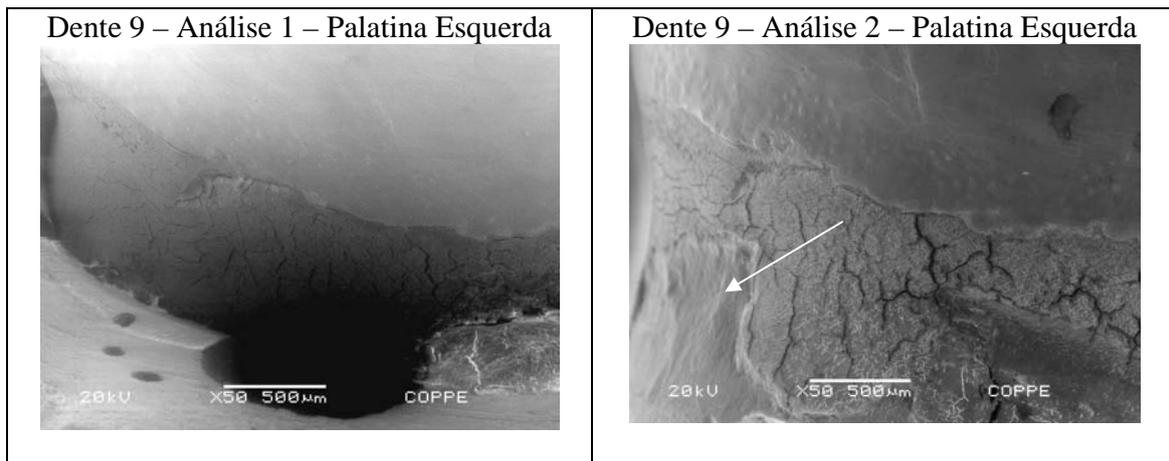
Na análise 1 já havia presença de trinca vertical na face vestibular como indica a seta (Figura 44 a). Embora já houvesse alteração em área de esmalte na análise 1, pode-se, através da comparação das imagens da Figura 44 a e b, perceber que nesta última houve aparente aumento da perda de tecido e descontinuidade na JCE, como indicam as setas. Além disso, na Figura 44 d, há aparente perda de tecido em cimento e o desaparecimento da trinca vertical observada em 44 c. Figura 44 d, surge uma trinca vertical, junto à JCE, assinalada pelo círculo, que não era observada na análise 1 (Figura 44 c). A Figura 45 apresenta em destaque a ponta da trinca que se propagou até à JCE e a alteração em região de esmalte indicada pela seta.

Devido às características dos tecidos que compõem o elemento dentário, o dente não apresenta possibilidade de experimentar uma deformação plástica, ocorrendo neste caso a fratura frágil. Neste tipo de fratura, as trincas podem se espalhar de maneira muito rápida, o que pode ser comprovado pelo fato do número de ciclos ser bastante reduzido para esta amostra. A propagação da trinca, uma vez iniciada, continua espontaneamente sem um aumento na magnitude da tensão aplicada. A direção do movimento da trinca está muito próximo de ser perpendicular à direção da tensão de tração aplicada e produz uma superfície relativamente plana (CALLISTER,2000), como pode ser visto na Figura 46 (**a**, **b**, **c**, **d**, **e**, **f** e **g**). A seta indica o início da fratura na face vestibular.

DENTE 9

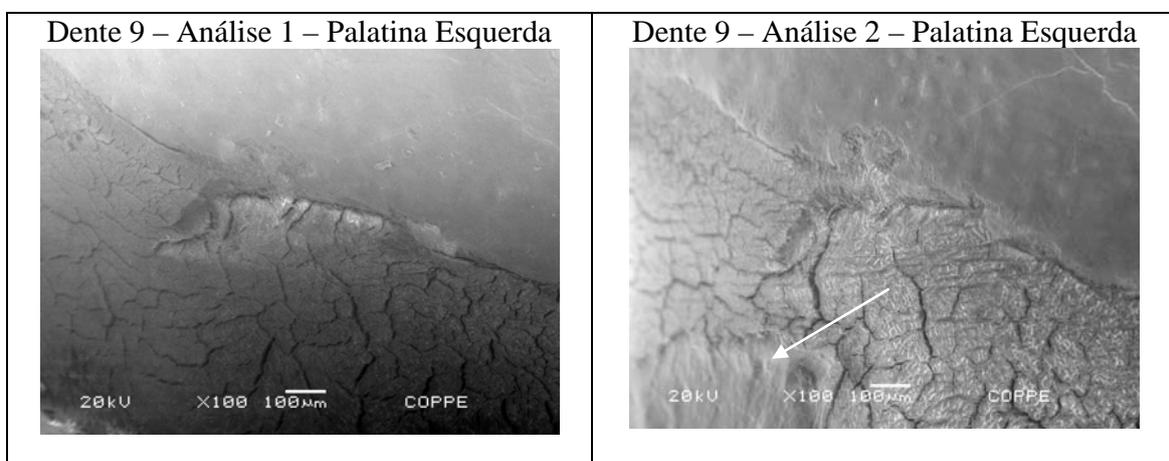
A fratura deste elemento dentário só foi detectada no momento da remoção do dente da máquina. A Figura 47 (a, c, e e g) e 47 (b, d, f e h) corresponde às imagens antes e depois do teste de carregamento cíclico. A análise comparativa da face vestibular é feita através das imagens da Figura 48 (a, c e e), para a análise 1 e 48 (b, d e f) para análise 2. São apresentadas também, imagens da área interna da fratura (Figura 49 a, b, c e d,).





(e)

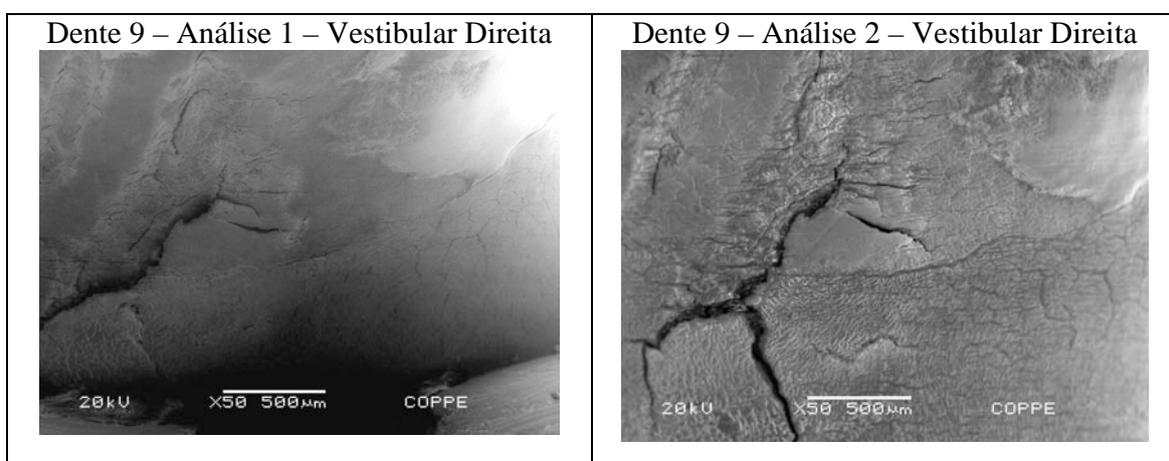
(f)



(g)

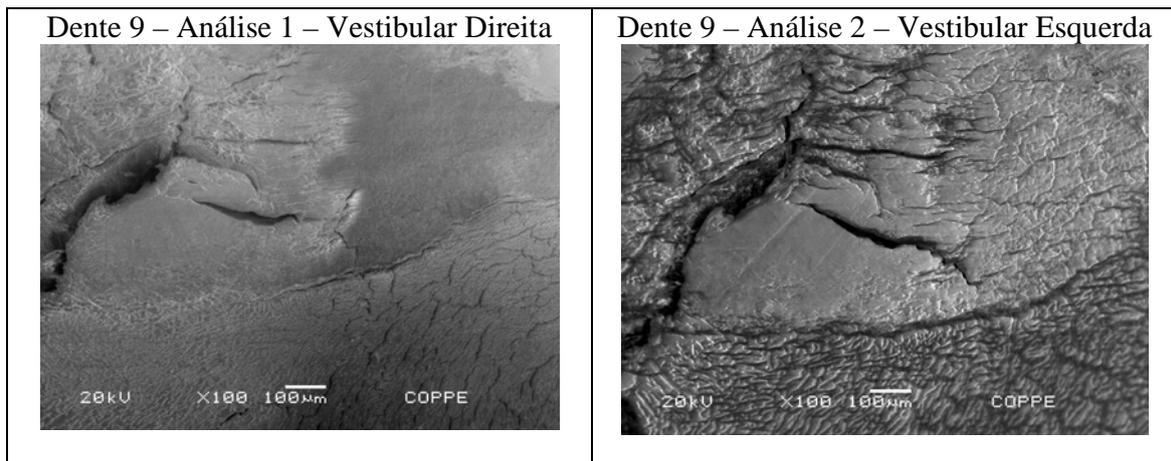
(h)

Figura 47– Imagens comparativas da análise 1 (a, c, e e g) e análise 2 (b, d, f e h) da face palatina do dente 9.



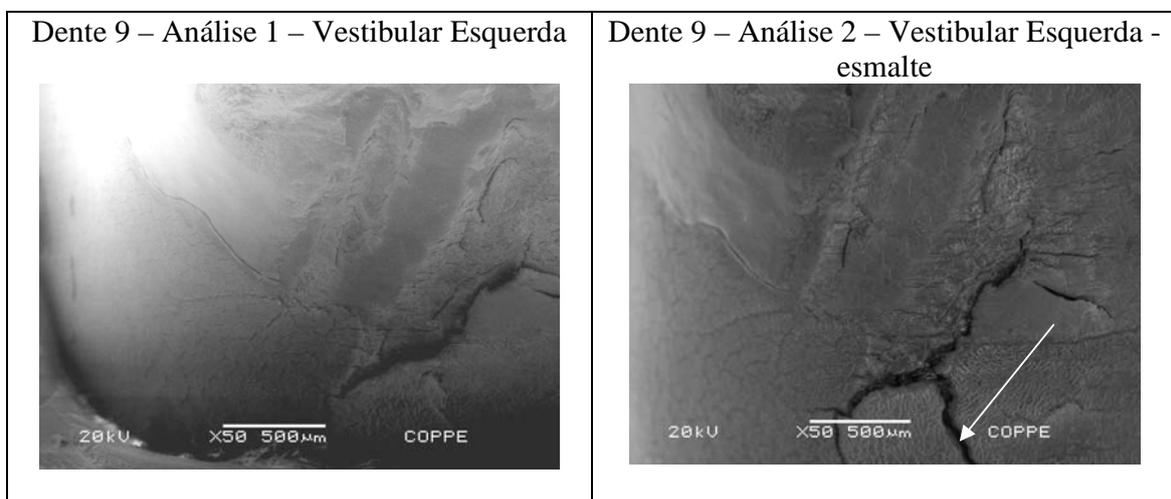
(a)

(b)



(c)

(d)



(e)

(f)

Figura 48– Imagens comparativas da análise 1 (a, c, e e g) e análise 2 (b, d, f e h) da face palatina do dente 9.

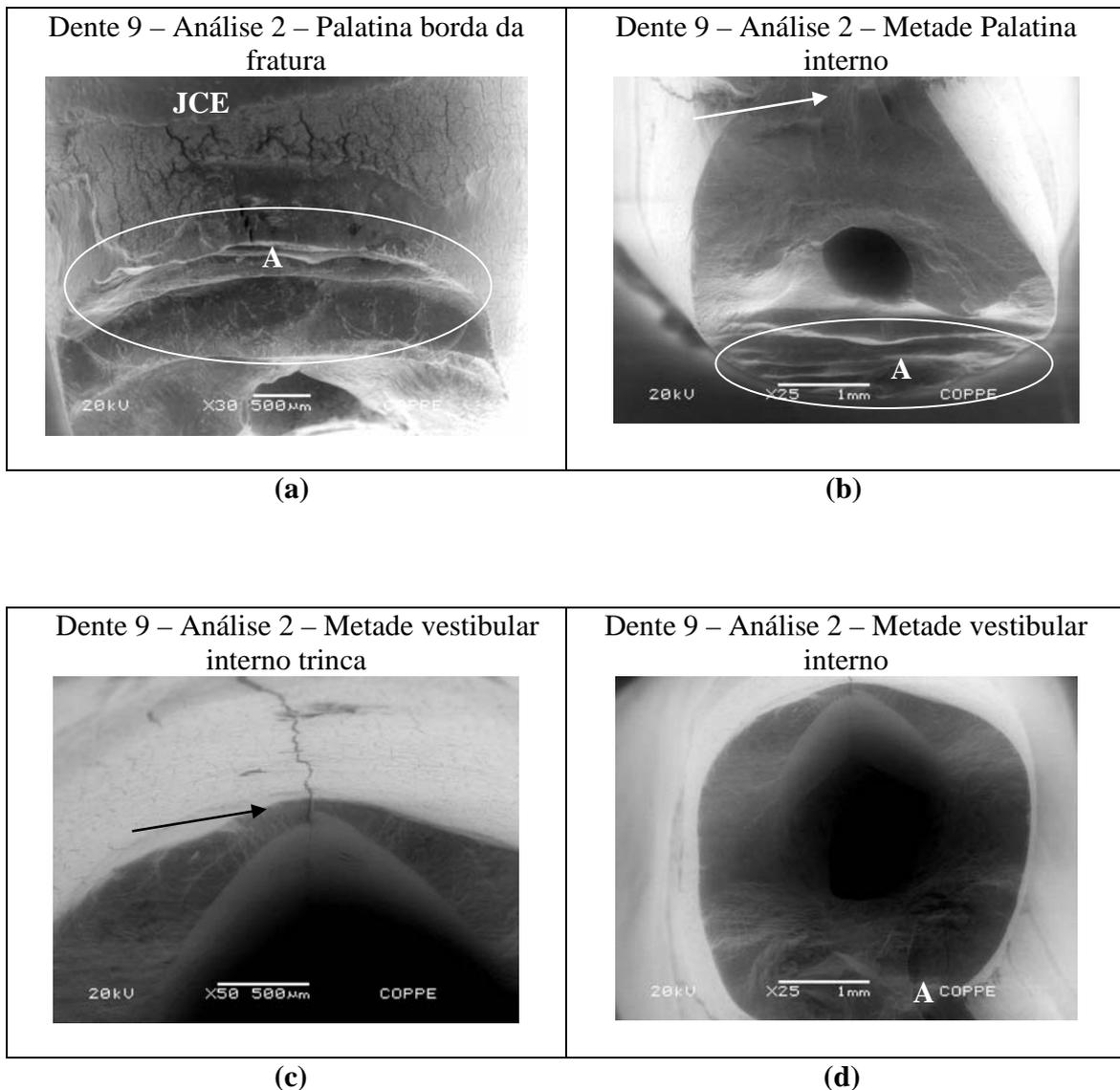


Figura 49 – Imagens da área interna da fratura no lado palatino (**a** e **b**) e no lado vestibular (**c** e **d**) do elemento 9. A – Término da fratura. As setas em **b** e **c** indicam área de início de fratura.

A face palatina do dente 9 apresenta aparente perda de material, quando se compara a área indicada pelas setas na Figura 47 **f** e **h** com as imagens **e** e **g**, da mesma figura. A comparação das imagens da face vestibular antes e após o carregamento não apresenta alterações significativas, à exceção de um aparente aumento (na análise 2) na largura e propagação da trinca (indicada pela seta) no sentido apical (Figura 48 **b**).

Embora os dentes 3 e 9 tenham fraturado na mesma região, pode-se perceber que há algumas diferenças de alteração dos tecidos dentários após o carregamento. Enquanto o dente 3 apresentou perda de esmalte e cimento na área da JCE, provocando uma solução de continuidade na junção (Figura 44 **b**), o elemento 9 apresentou perda de tecido na face palatina e em região de cimento (Figura 47 **f** e **h**). Ambos apresentavam na face vestibular, uma trinca vertical, sendo que após o carregamento a trinca do dente 3 aparentemente desapareceu (Figura 44 **d**), enquanto a trinca do dente 9 se propagou em direção apical (Figura 48 **f**). É interessante comparar também as condições do cimento antes do teste de carregamento: o dente 3 não apresentava trincas com ramificações, enquanto o dente 9, apresentava em lingual e em vestibular, grande número dessas trincas.

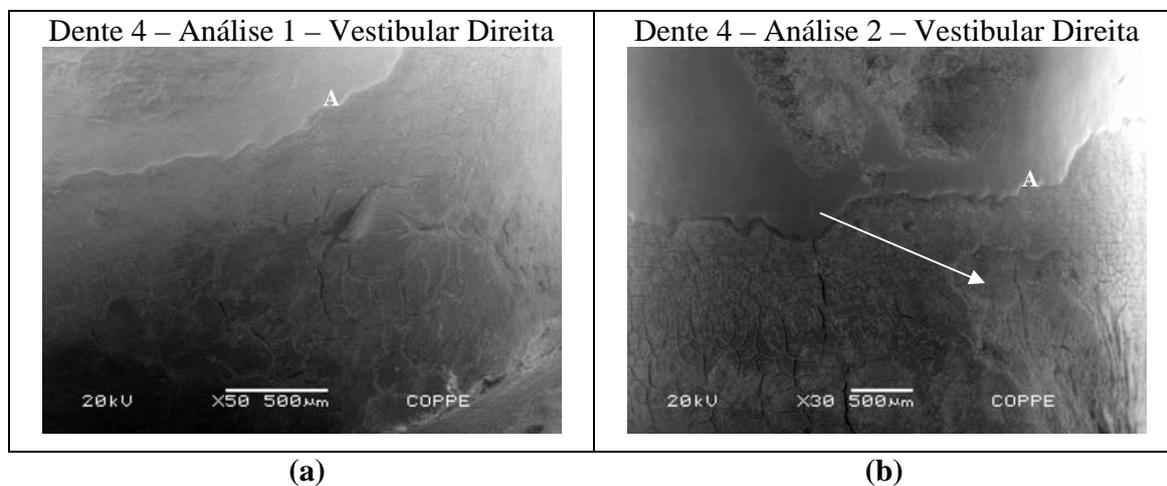
A propagação da fratura frágil se deu de maneira semelhante em ambas as amostras.

5.2.3- Grupo 3

Neste último grupo estão os dentes que apresentaram fratura da cúspide palatina durante o carregamento cíclico.

DENTE 4

No momento da remoção dos dentes da máquina de carregamento cíclico, foi constatada a fratura da cúspide palatina do dente 4. A fratura pode ter ocorrido entre $2,82 \times 10^6$ e 3×10^6 de ciclos, já que as amostras eram inspecionadas várias vezes ao dia, à exceção dos finais de semana, quando provavelmente ocorreu a fratura. O elemento 4 teve sua análise parcialmente comprometida, pois as primeiras imagens obtidas no MEV foram feitas com uma maior magnitude de ampliação. Abaixo seguem as imagens da face vestibular antes e depois do carregamento (Figura 50 **a**, **b**, **c** e **d**).



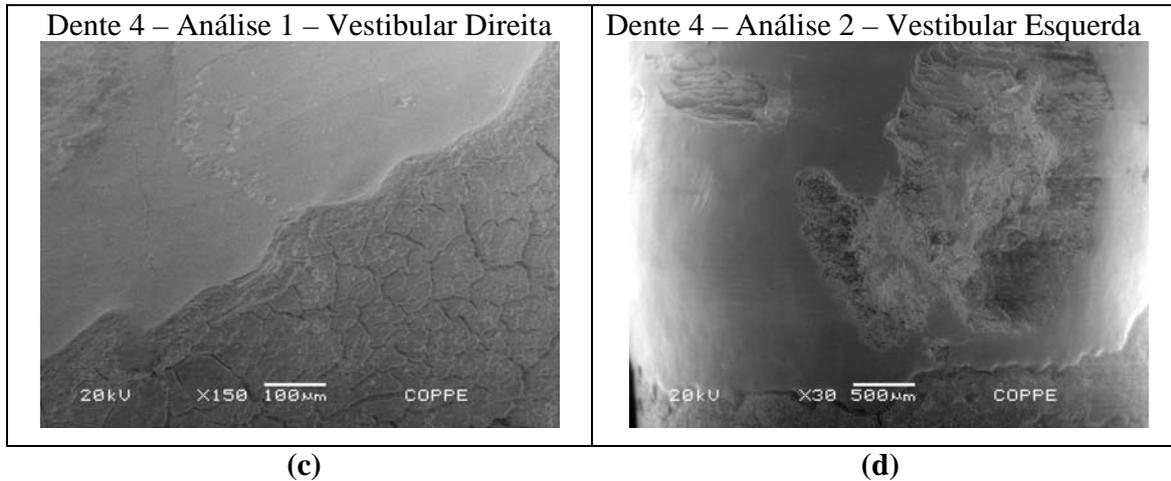
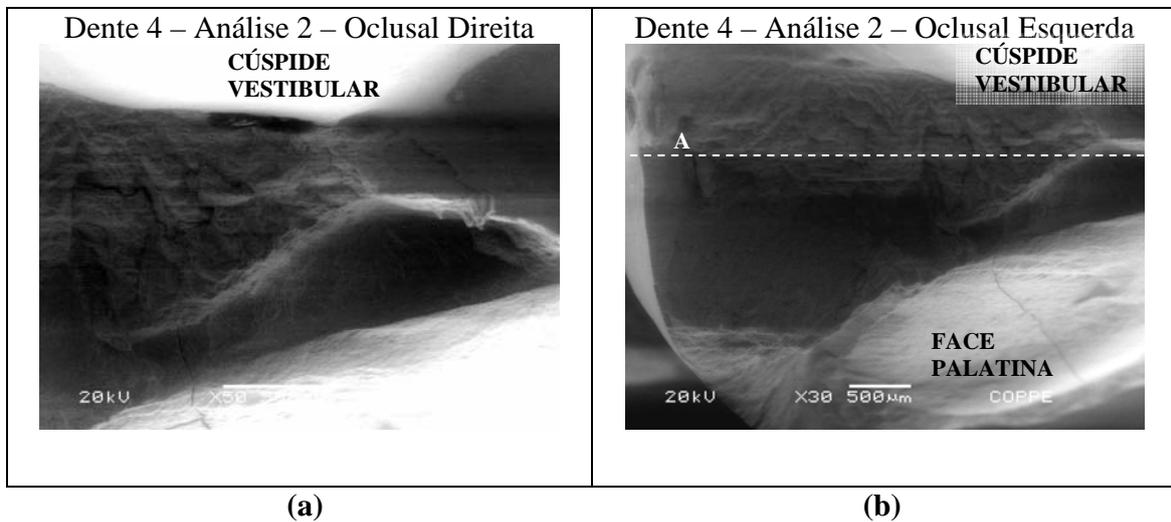
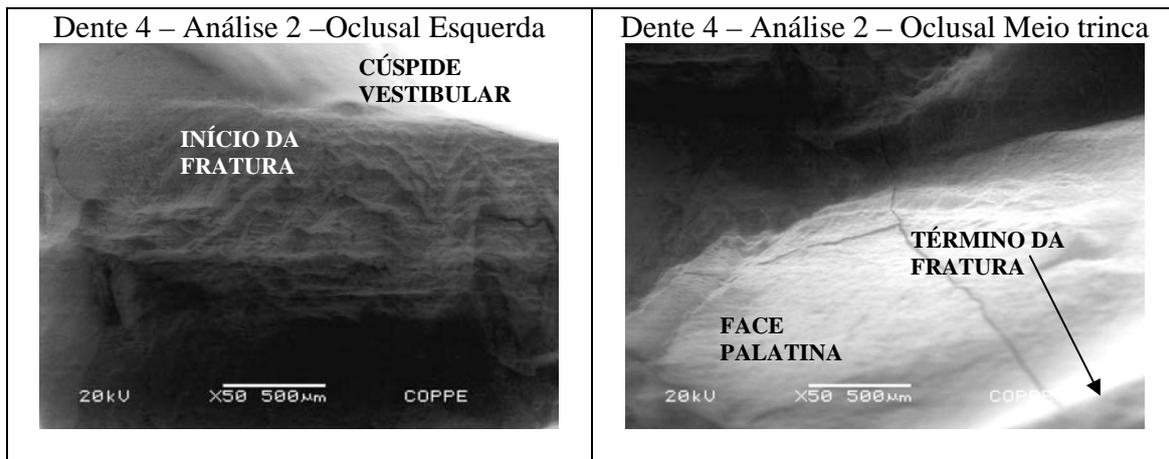


Figura 50 – Imagens comparativas da análise 1 (a e c) e análise 2 (b e d) da face vestibular do dente 4.

A área de fratura pode ser observada através das imagens da Figura 51 a, b, c e d, dispostas abaixo:





(c) (d)
 Figura 51 – Imagens da área interna da fratura da cúspide palatina. A linha tracejada em **b** corresponde ao sulco principal em um dente íntegro.

Na análise 1 do dente 4 já são vistas trincas com ramificações na região de cimento e aparente alteração em área de esmalte (Figura 50 **a**). Apesar da imagem antes do carregamento ter uma magnitude de ampliação diferente da imagem após o carregamento, pode-se identificar a letra A como sendo o mesmo ponto de referência para ambas. A seta em 50 **b** indica aparente perda de material na região de cimento.

A fratura da cúspide palatina se iniciou na área próxima ao sulco principal, correspondente à linha tracejada A (Figura 51 **b**).

DENTE 5

O elemento 5 fraturou entre $1,78 \times 10^6$ e $1,98 \times 10^6$ ciclos. Na Figura 52, encontra-se uma imagem da face palatina antes do carregamento. Nela pode-se perceber a presença de várias trincas com ramificações em área de cimento, que chegam até o limite da JCE. Há também uma trinca que percorre a extensão da linha amelocementária, como indica a seta. Nessa imagem também pode-se perceber alguma alteração textural na área de esmalte (área circundada). Para a face vestibular, a Figura 53 **a**, **c** e **e** mostra as imagens da análise 1 e em 53 **b**, **d** e **f** estão dispostas as imagens depois do carregamento. Com relação à análise 2 da face palatina a Figura 54 apresenta quatro imagens da fratura (**a**, **b**, **c** e **d**).

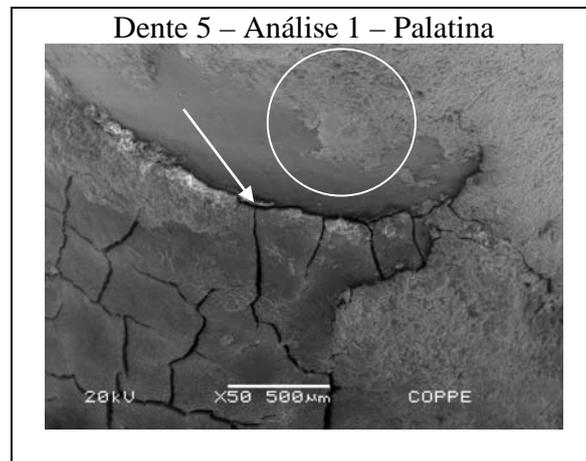
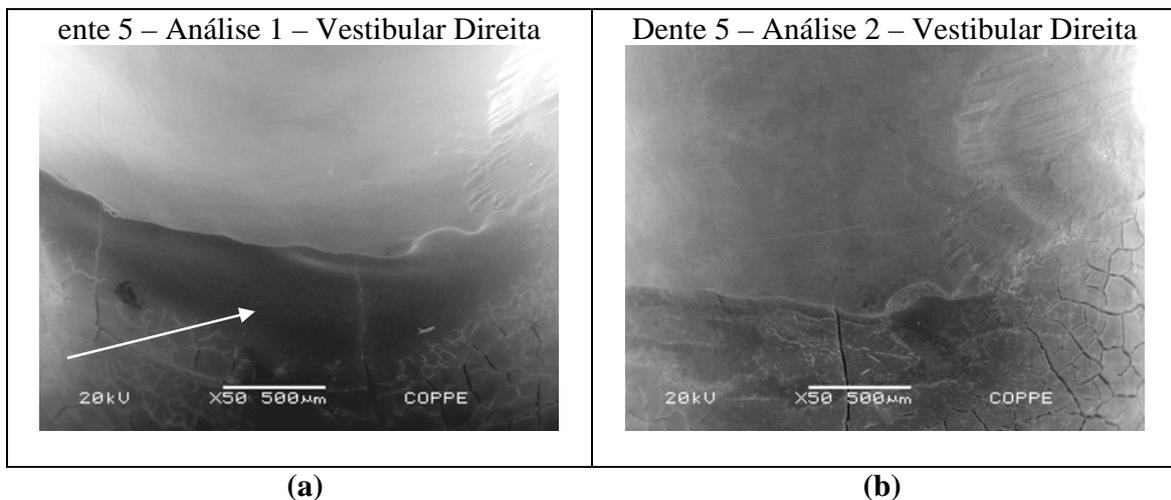
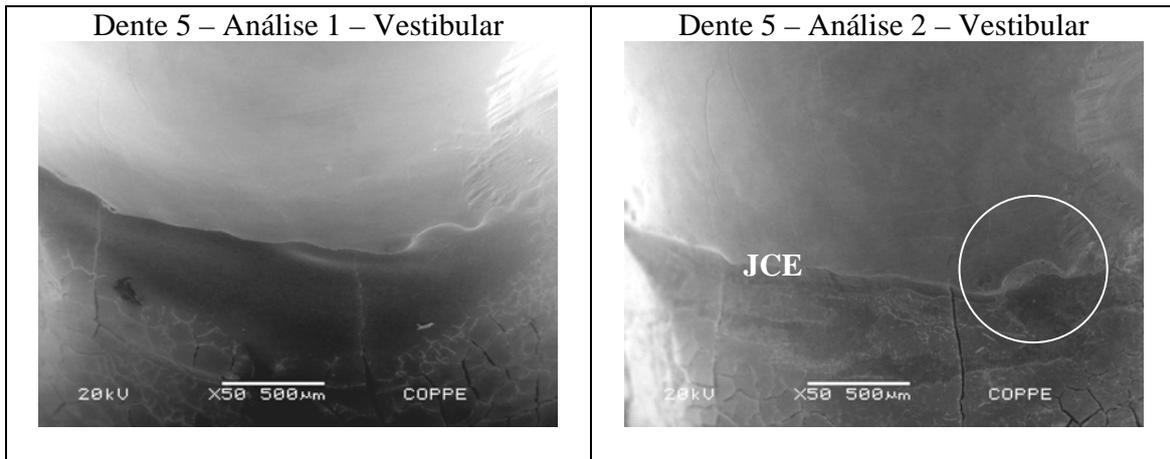


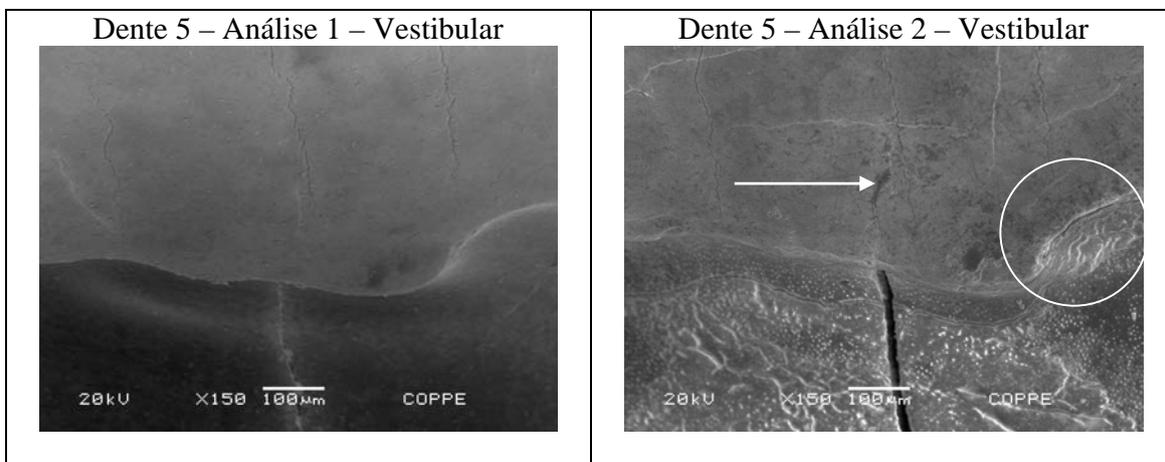
Figura 52 – Imagens da face palatina antes do carregamento.





(c)

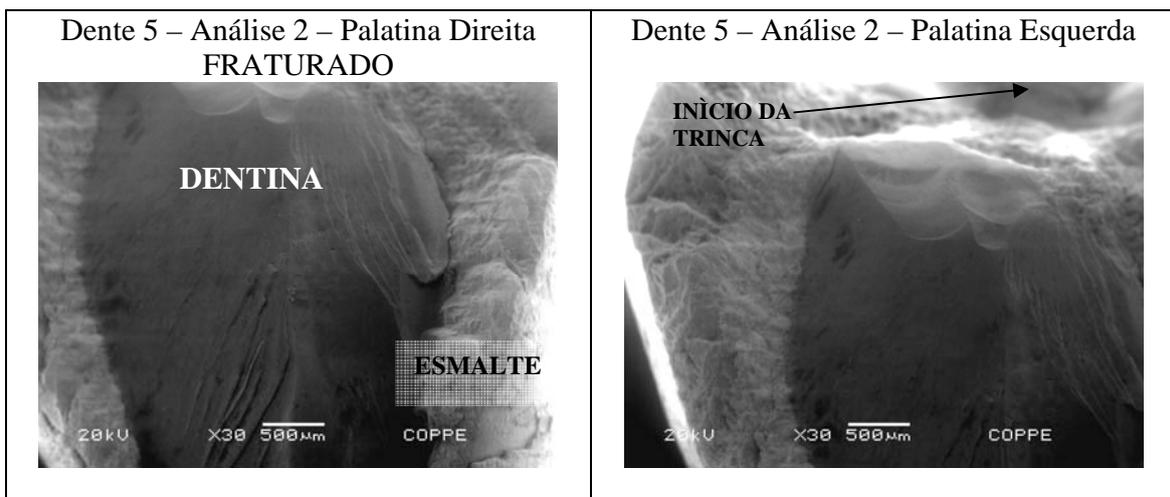
(d)



(e)

(f)

Figura 53– Imagens comparativas da análise 1 (a, c e e) e análise 2 (b, d e f) da face vestibular do dente 5.



(a)

(b)

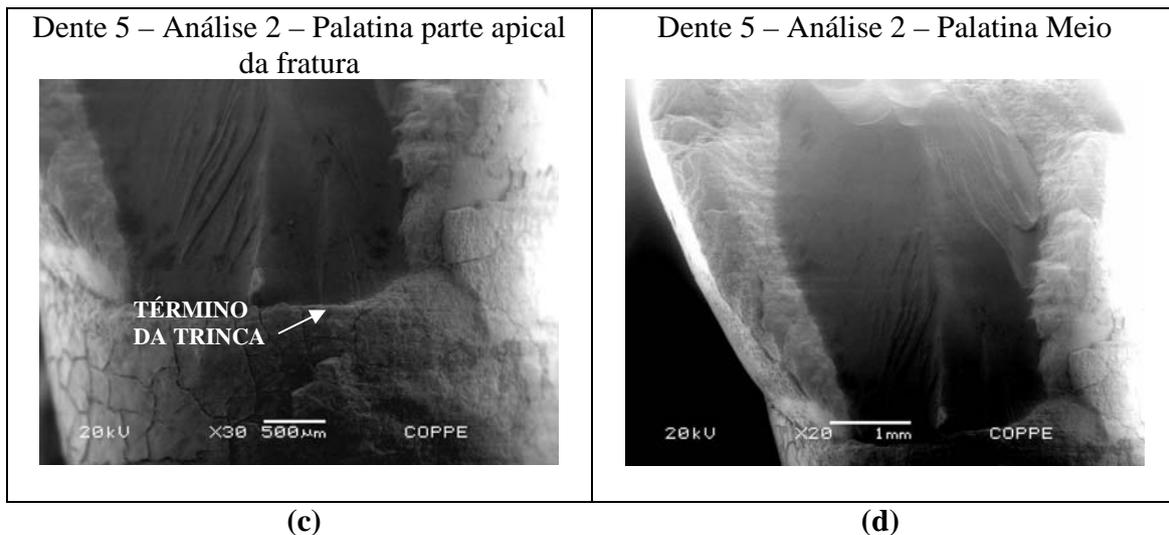


Figura 54– Imagens da fratura na face palatina do dente 5.

As análises feitas a partir da Figura 53, na face vestibular, nos permitem dizer que:

- Na análise 1, havia presença de duas trincas verticais em **a**, chegando até a JCE. Havia trincas com ramificações na parte inferior da imagem. Entretanto abaixo da junção cimento-esmalte, há uma faixa mais escura, indicada pela seta, onde não são observadas trincas com essas características.
- Na Figura 53 **b**, percebe-se a propagação da trinca central além da JCE e o aumento da sua largura (ao atravessar a JCE a largura da trinca diminui). Pode-se notar também a presença de trincas com ramificações que se propagaram para a área imediatamente abaixo da JCE.
- Comparando-se as imagens **c** e **d** (Figura 53), pode-se notar uma pequena alteração na região imediatamente abaixo da JCE, assinalada por um círculo em **d** e em **f**.
- Em 53 **f**, ampliação da ponta da trinca que se propaga para a área de esmalte (indicada pela seta). Percebe-se também alteração da textura de toda área abaixo da JCE.

Na Figura 53, pode-se perceber que a fratura abrangeu áreas de esmalte e dentina, indicados na figuras a. A região do cimento, observada em c apresenta trincas com ramificações.

Comparando-se os dentes 4 e 5, pode-se perceber que não apresentavam características semelhantes antes do carregamento e que as alterações observadas na análise 2 também apresentaram diferenças: enquanto o elemento 4 apresentava mais trincas com ramificações distribuídas pela região de cimento, na vestibular, na análise 1, o dente 5 apresentava duas trincas verticais e trincas ramificadas situadas na parte mais apical da área analisada, relativamente distante da JCE. No dente 4 houve aparente perda de cimento após o teste de carregamento na face vestibular. Em ambos os casos, porém, a trinca que se formou na região de cúspide palatina se propagou com maior velocidade dos que aquelas localizadas na região cervical, levando o dente à fratura nesta região.

As análises de todos os grupos, avaliando-se todas as alterações após o carregamento não permitem definir um comportamento único para todos os dentes. Uma das informações mais significativas obtidas a partir dessa análise foi a constatação de que a área do dente que sofreu maiores alterações, seja com relação à perda de tecido ou com relação ao aumento e a propagação de trincas, foi a região do cimento. Essa informação é importante, já que se coloca em oposição ao modelo proposto por Lee e Eakle (1984). Como visto anteriormente, o modelo abaixo (Figura 55) aponta as tensões de tração na região cervical como possível fator desencadeante de lesões cervicais sem causa evidente, patologia classificada por Grippo (1991) como abfração.

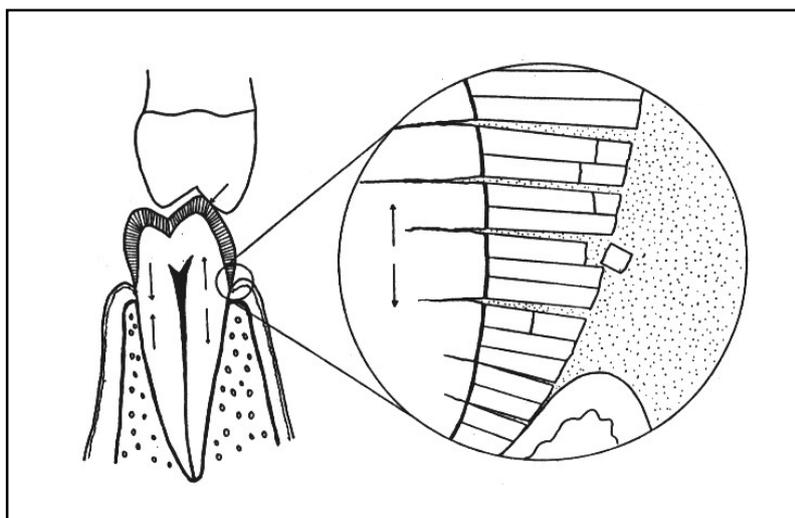


Figura 55 - Formação da lesão de abfração, segundo Lee e Eakle.

Considerando-se os dentes que apresentaram perda de material ou fratura, é possível afirmar, através do presente trabalho, que o padrão de desenvolvimento de trincas ocorreu de maneira diferenciada:

- Nos casos onde houve perda de material superficial, fenômeno que se aproximaria da descrição presente na literatura para a formação das lesões de abfração, acredita-se que o carregamento cíclico produza, localmente, a formação de microtrincas na superfície (inicialmente de pequeno comprimento). Caso essas pequenas trincas se interconectem (através de trincas secundárias) poderá ocorrer desprendimento de pequenos fragmentos de tecido dentário. Essa perda se daria não em um ponto específico, mas em uma pequena área correspondente àquela de máxima tensão local e/ou que apresente maior rugosidade inicial. Entretanto, essa perda de tecido, localizada, leva à eliminação de trincas nessa região, e conseqüentemente, cessam as tensões associadas às extremidades dessas trincas. Essa perda de tecido dentário poderá ser aumentada pela ação de escovação vigorosa e pelo uso de material abrasivo (dentifrício), levando à formação de uma cavidade com forma de “cunha” e de superfície lisa, característica da abfração (Figura 56). Assim a abfração caracteriza-se por apresentar trincas de pequeno comprimento (diminuição do parâmetro a) e de extremidade arredondada (aumento do parâmetro ρ). Isso

corresponde a uma diminuição do valor do Fator de Concentração de Tensões (K_t), e assim, menor valor da tensão de tração máxima à frente da extremidade da abfração. Como não é alcançado o valor da tensão crítica de fratura do dente localmente (cimento) haverá uma sobrevida deste dente que contém a abfração. Este modelo é corroborado pelas observações clínicas, onde se verifica uma razoável longevidade para os dentes que apresentam este tipo de lesão. A Figuras 57 e 58 apresentam esquematicamente as etapas desse processo.



Figura 56 – Lesão característica de abfração.

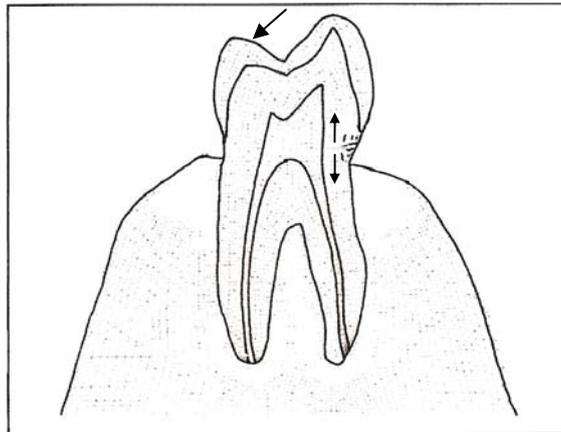


Figura 57 – Contato excêntrico, levando à concentração de tensões de tração na região cervical na face vestibular com formação de trincas de pequeno comprimento. Extraído e modificado de CUNHA (2005).

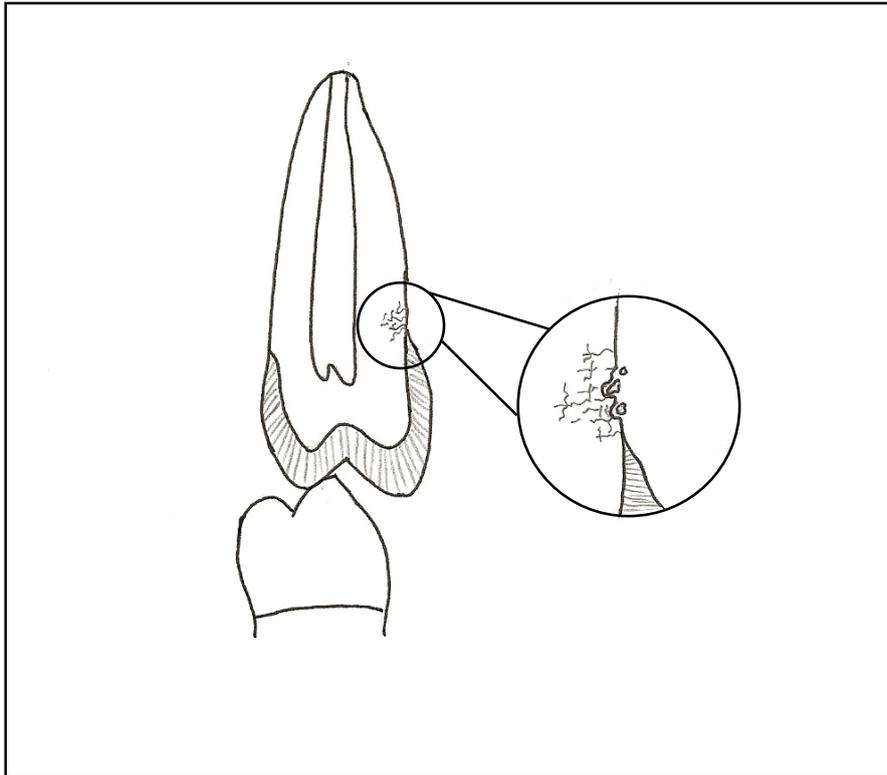


Figura 58 – Formação de microtrincas devido à concentração de tensões de tração na região cervical na face vestibular. No detalhe, trincas superficiais e secundárias se interconectam e levam à perda de material na região de cimento. Como consequência, desaparecimento de trincas pequenas (porém pontiagudas) e formação da trinca maior, porém arredondada, característica da formação da abfração. Extraído e modificado de HEYMANN (1991)

- No caso dos dentes que fraturaram durante o carregamento, seja na região cervical ou na cúspide, as trincas se propagaram sem que houvesse, de acordo com as imagens obtidas no MEV, perda significativa de material na superfície da região cervical (Figura 59). Neste caso, a taxa de crescimento dessas trincas de fadiga, que resultaram em fratura, foi superior à de formação e/ou propagação de trincas secundárias (as quais poderiam levar ao desprendimento de fragmentos de tecido na região cervical). Trata-se, portanto, de mecanismos de nucleação e propagação de trincas competitivos: quando a taxa de crescimento de trinca de fadiga é superior à formação e/ou crescimento de trincas secundárias que interconectam as trincas

superficiais, aumenta a probabilidade dessa trinca de fadiga alcançar o valor de trinca crítica de fratura (a_c) associado aos tecidos dentários submetidos às tensões de tração local (conceito de tenacidade à fratura – K_{Ic}).

As análises em MEV e o comportamento em carregamento cíclico dos dentes deste estudo parecem indicar a necessidade de uma revisão no modelo proposto na literatura para a formação da abfração (Figura 55). A formação de trincas de grande extensão entre os prismas do esmalte não encontra evidências nas amostras analisadas. As trincas se localizaram preferencialmente na região do cimento, abaixo da JCE. Entretanto, estudos complementares, com análises em planos perpendiculares à superfície estudada (Figura 60) poderão indicar com maior precisão o crescimento das trincas na direção perpendicular à aplicação das tensões de tração nessa região.

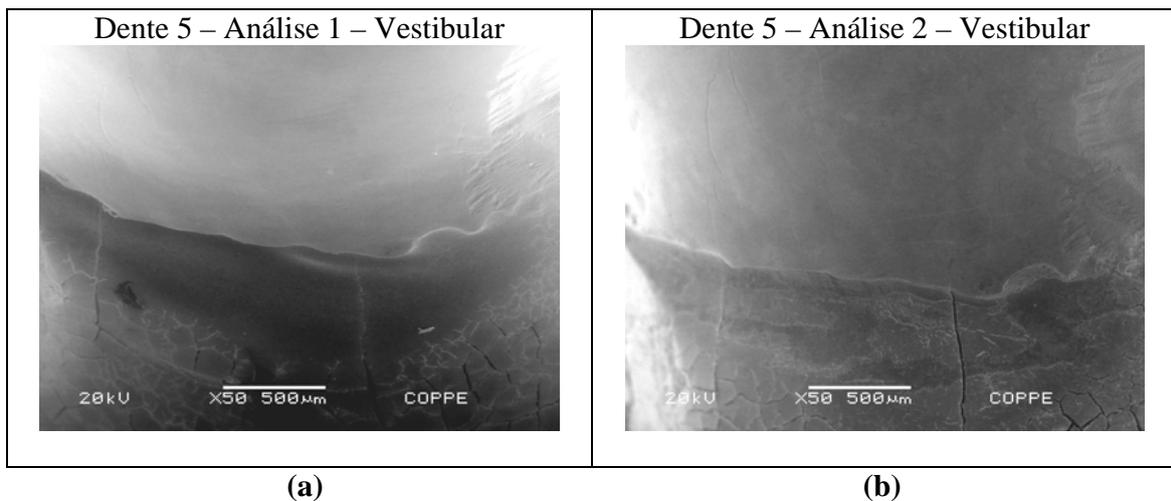


Figura 59 – Comparação entre as imagens antes do teste de carregamento (a) e depois do carregamento (b) para um elemento que apresentou fratura após o teste.

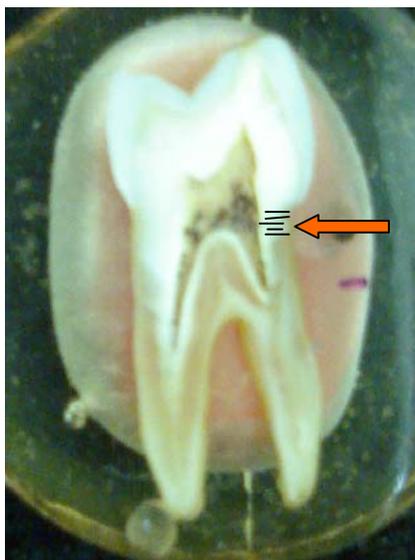


Figura 60 – Corte sagital em elemento dentário. Seta indica a formação de trincas em área de cimento.

No que se refere à extensão das trincas, os dados experimentais do presente trabalho parecem indicar que prevalece a formação de um grande número de trincas superficiais concentradas numa área específica, (Figura 58) com grande facilidade de se interconectarem através de trincas secundárias, no que resulta em perda localizada de tecido. Caso prevalecesse a ocorrência do crescimento de trincas entre os prismas, o comprimento dessas trincas alcançaria com mais facilidade o comprimento crítico de trinca para a fratura (a_c) – o espaço interprismático poderá atuar como caminho para propagação de fratura. Haveria, portanto um maior índice de fratura de dentes localizada, quando comparado com a ocorrência de abfração. Os dados clínicos, presentes na literatura, parecem indicar que há uma maior ocorrência de abfração quando comparado com fratura de dentes que estão submetidos a cargas laterais.

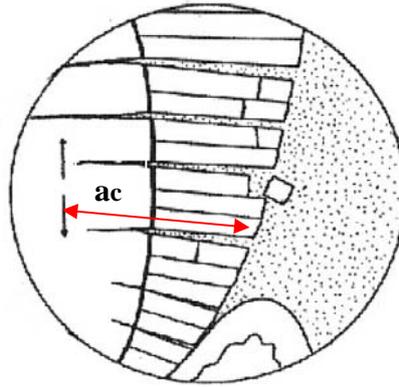


Figura 61 - Modelo de formação de lesão de abração proposto por Lee e Eakle, modificado para indicar trinca que atingiu comprimento crítico para fratura (a_c).

6. CONCLUSÕES

As análises dos dados obtidos neste estudo permitem as seguintes conclusões:

1) Quando submetidos a cargas que geram tensões de tração, diferentes mecanismos de iniciação e propagação de trincas podem ocorrer em um mesmo elemento dentário. Poderá ocorrer, ao mesmo tempo:

- a) iniciação e propagação de pequenas trincas (superficiais) que se interconectem com trincas secundárias, levando à perda de estrutura dentária localmente (e à consequente redução das tensões locais associadas às trincas pontiagudas devido à eliminação dessas trincas quando da perda de tecido dentário).
- b) propagação de uma trinca de fadiga (em regiões onde não ocorreu perda de tecido).

Caso o desenvolvimento de trincas secundárias se sobreponha à propagação de trincas de fadiga, haverá a formação de áreas com perdas cada vez maiores de tecido dental, dando origem a uma das etapas de formação da abfração. Entretanto, se a taxa de crescimento da trinca de fadiga for maior do que o desenvolvimento de trincas secundárias, maior será a probabilidade de ocorrer fratura do elemento dentário por fadiga.

2) Os resultados encontrados no presente estudo indicam que prevalecem os mecanismos que levam à formação e propagação de trincas secundárias para o desenvolvimento da abfração em comparação com a perda de dentes fraturados por fadiga.

3) As alterações mais significativas, tanto no que se refere à propagação de trincas (verticais ou com ramificações), como na perda de tecido, ocorreram preferencialmente, na região do cimento.

7. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Aprimorar a metodologia da análise de rugosidades, corrigindo as imprecisões existentes, de modo a permitir uma melhor comparação entre os dados e entre as análises do MEV.
- Estabelecer de forma mais precisa as áreas analisadas em estudos que envolvam comparações utilizando-se o MEV.
- Em testes de carregamento cíclico semelhantes àquele apresentado neste estudo, aumentar o número de ciclos.
- Alteração do ambiente onde o ensaio é realizado. Teste de carregamento executado em meio ácido.
- Cortes histológicos sagitais dos dentes após o carregamento para análise da extensão das trincas superficiais e a existência de trincas secundárias.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDERSON, T. L., 1994, **Fracture Mechanics Fundamentals and Applications**. 2 ed. New York, CRC Press.

AW, T. C., *et al.*, 2002, “Characteristics of noncarious cervical lesions. A clinical investigation”, **Journal of American Dental Association**, v. 133, June, pp. 725-33.

BADER, J. C., LEVITCH, L. C., SHUGARS, D. A., *et al.*, 1993, “How dentists classified and treated non-carious cervical lesions”, **Journal of American Dental Association**, v. 124, pp.46-54 .

BADER, J. C., MCCLURE, F., SCURRIA, M. S., *et al.*, 1996, “Case-control study of non-carious cervical lesions”, **Community Dentistry and Oral Epidemiology**, v. 24, pp. 286-91.

BARSON, J. M., STANLEY, T. R., 1999, **Fracture and Fatigue Control in Structures. Applications of Fracture Mechanics**, 3 ed., Massachussets, Butterworth-Heinemann.

BARTLETT, D. W., EVANS, D. F., SMITH, B. G., 1996, **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 23, n. 5, pp.289-29.

BARTLETT, D. W., SHAH, P., 2006, “A Critical Review of Non-carious Cervical (Wear) Lesions and the Role of Abfraction, Erosion, and Abrasion”, **Journal of Dental Research**, v. 85, n. 4, pp. 306-12.

BEVENIUS, J., L'ESTRANGE, P., ANGMAR-MANSSON, B., 1988, “Erosion: guidelines for the general practioner”, **Australian Dental Journal**, v. 33, n. 5, pp. 407-11.

BRACKETT, W. W., 1994, “The etiology and treatment of cervical lesions”, **Journal of the Tennessee Dental Association**, v.74, n.3, pp. 14-8.

*Baseado na Norma NB-66 da ABNT, descrito na Norma para Elaboração Gráfica de Teses/Dissertações da COPPE/UFRJ. <http://www.coppe.ufrj.br/ensino/registro.htm>

BRADY, J. M., WOOD, R. D., 1977 “Scanning microscopy of cervical erosion”, **Journal of American Dental Association**, v.94, pp. 726-9.

BRAEM, M., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G., 1992, “Stress-induced cervical lesions”, **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.67, n.5, pp.718-22.

BURKE, F. J. T., WHITEHEAD, S. A., MCCAUGHEY, A. D., 1995 “Contemporary concepts in the pathogenesis of the class V non-cariou lesions”, **Dental Update**, pp.28-32.

CALLISTER JUNIOR, W.D. 2000, **Ciência e Engenharia de Materiais: uma introdução**. 5 ed. John Wiley & Sons, Inc.

CUNHA, A. R. C. C., 2005, “Efeito do modo de carregamento oclusal na distribuição de tensão cervical de abfração analisados através do Método dos elementos finitos”, Dissertação MSC. PEMM/COPPE/UFRJ.

DAWID, E., MEYER, G., SCHWARTZ, P., 1991, “The etiology of wedge-shaped defects: a morphological and function-oriented investigation”, **The Journal of Gnathology**, v.10, n.1, pp.49-55.

DE LAS CASAS, E. B., CORNACCHIA, T. P. M., GOUVÊA, P. H., *et al.*, 2003, “Abfraction and anisotropy – Effects of prism orientation on stress distribution”, **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 6, n. 1, pp. 65-73.

DIETER, G. E., 1988, **Mechanical Metallurgy**. London, McGraw-Hill Book Company.

DZAKOVICH, J.J., Oslak, R.R., 2008 , “In vitro reproduction of non carious lesions”, **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.100, pp.01-10.

ESTAFAN A., FURNARI P.C., GOLDSTEIN G., *et al.*, 2005, “In vivo correlation of noncarious cervical lesions and occlusal wear”, **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 93, pp. 221-6.

GIANNINI, M., SOARES, C. J., CARVALHO, R. M., 2004, “Ultimate tensile strength of tooth structures”, **Dental Materials**, v. 20, n. 4, pp. 322-9.

GIUNTA, J. L., 1983, “Dental erosion resulting from chewable vitamin C tablets”, **Journal of American Dental Association**, v. 107, pp. 253-6.

GRENBY, T. H., 1996, “Lessening dental erosive potential by product modification”, **European Journal of Oral Science**, v. 104, pp. 221-8.

GRIPPO, J. O., 1991, “A new classification of hard tissue lesions of teeth”, **Journal of Esthetic Dentistry**, v.3, n.1, pp.14-9.

GRIPPO, J. O., SIMRING, M., 1995, “Dental erosion revisited”, **Journal of American Dental Association**, v.126, pp.619-31.

GRIPPO, J. O., 1996, “Bioengineering seeds of contemplation: A private practitioner’s perspective”, **Dental Materials**, v.12, pp.198-202.

GRIPPO, J.O., SIMRING, SCHREINER, S., 2004, “Attrition, abrasion,corrosion and abfraction revisited. A new perspective on toothsurface lesions”, **Journal of American Dental Association**, v. 135, pp. 1109-18.

HABELITZ, S., MARSHALL JR., G. W., BALOOCH, M., *et al.*, 2002, “Nanoindentation and storage of teeth”, **Journal of Biomechanics**, v.35, pp.995–8.

HABELITZ, S., MARSHALL, S. J., MARSHALL, J. R., *et al.*, 2001, “Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale”, **Archives of Oral Biology**, v.46, pp.173–83.

HARRISON, J. L., ROEDER, L. B., 1991, "Dental erosion caused by cola beverages", **General Dentistry**, pp. 23-24.

HE, L. H., FUJISAWAB, N., SWAINA, M. V., 2006, "Elastic modulus and stress–strain response of human enamel by nano-indentation", **Biomaterials**, v. 27, pp. 4388–98.

HEYMAN, H. O. 1991, "Examing tooth effects on cervical restorations: a two years clinical study", **Journal of American Dental Association**, v. 122, pp. 41-47.

ICHIM, I., LIB, Q., LOUGHRANC, SWAIN, M. V., KIESER, J., 2007, "Restoration of non-carious cervical lesions.Part I. Modelling of restorative fracture", **Dental materials**, *in press*.

IMBENI, V., KRUZIC, J. J., MARSHALL, G., *et al.*, 2005, "The dentin–enamel junction and the fracture of human teeth", **Nature materials**, v. 4, n. 3, pp. 229-32.

IMFELD, T., 1996, "Dental erosion. Definition, classification and links", **European Journal of Oral Science**, v.104, pp.151-5.

KHAN, F., YOUNG, W. G., SHAHABI, S., DALEY, T. J., 1999, "Dental cervical lesions associated with occlusal erosion and attrition", **Australian Dental Journal**, v. 44, n. 3, pp. 176-86.

KINNEY, J. H., BALOOCH, M., MARSHALL, G. W., MARSHALL, S. J., 1999, "A micromechanics model of the elastic properties of human dentine", **Archives of Oral Biology**, v. 44, pp. 813-22.

LAMBERT, R. L., LINDENMUTH, J. S., 1994, "Abfraction – a new name for an old entity", **Journal of Colorado Dental Association**, pp.31-33,January, 1994.

LAMBRECHTS, P., VAN MEERBEEK, B., PERDIGÃO, J., *et al.*, 1996, “Restorative therapy for erosive lesions”, **European Journal of Oral Science**, v.104, pp.229-40.

LEE, W. C., EAKLE, W. S., 1984, “Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth”, **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 52, n. 3, pp.374-80.

LEE, W. C., EAKLE, W. S., 1996, “Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years”, **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 75, pp. 487-94.

LEE, W. C., LIN, C. L., WANG, C. H., *et al.*, 2002, “Non-cariou cervical lesions”, **Journal of Dentistry**, v. 30, pp. 283-90.

LEVITCH, L. C., SHUGARS, D. A., HEYMANN, H. O., 1994, “Non-cariou cervical lesions”, **Journal of Dentistry**, v. 22, pp.195-207.

LITONJUA L. A, P. J. BUSH P. J., ANDREANA, S., *et al.*, 2004a, “Effects of occlusal load on cervical lesions”, **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 31, pp. 225–32.

LITONJUA, L. A, ANDREANA, S., PATRA A. K., COHEN, R. E., 2004b, “An assessment of stress analyses in the theory of abfraction”, **Bio-Medical Materials and Engineering**, v.14, pp. 311–21.

LUSSI, A., 1996, “Dental erosion. Clinical diagnosis and case history taking”, **European Journal of Oral Science**, v. 104, pp. 191-8.

LYONS, K., 2001, “Aetiology of abfraction lesions”, **New Zealand Dental**, v. 97, pp. 93-8.

LYTTLE, H. A., SIDHU, N., SMYTH, B., 1998, “A study of the classification and treatment of noncariou cervical lesions by general practitioners”, **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 79, pp. 342-6.

MACIEL, R. N., 1998, “**Oclusão e ATM - Procedimentos Clínicos**”, Livraria Santos Editora Comp. Imp. Ltda, São Paulo.

MEURMAN, J. H., TEN CATE, J. M., 1996, “Patogénesis and modifying factors of dental erosion”, **European Journal of Oral Science**, v. 104, pp. 199-206.

MJÖR, I. A., FEJERSKOV, O., 1990, **Embriologia e Histologia Oral Humana**. Editora Panamericana. São Paulo.

MOHL, N. D., ZARB, G. A., CARLSSON, G.E. *et al.* **Fundamentos de Oclusão**. São Paulo, Quintessence books, 1991.

MOTTA, A. B., PEREIRA, L. C., CUNHA, A. R. C. C., 2006, “Finite element analysis in 2D and 3D models for sound and restored teeth”, *Proceedings of 2006 ABAQUS Users' Conference*, Boston, USA, p.329-343.

NEVILE, B. W., DAMM, D. D., ALLEN, C.M., *et al.*, 1998, **Patologia Oral e Maxilofacial**. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.

NUNN, H. J., 1996, “Prevalence of dental erosion and the implications for oral health”, **European Journal of Oral Science**, v.104, pp.156-61.

OKESON, J. P., 2003, **Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion**. 5 ed., St. Louis, Mosby.

OMMERBORN, M.A., SCHNEIDER, C., *et al.*, 2007, “In vivo evaluation of noncarious cervical lesions ins sleep bruxism subjects”. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 98, pp. 150-58.

PALAMARA, J. E. A., *et al.*, 2006, “Tooth morphology and characteristics of non-carious cervical lesions”, **Journal of Dentistry**, v. 34, pp. 185–94.

PALAMARA, D., *et al.*, 2000, “Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading”, **Dental Materials**, v. 16, pp. 412-9.

PALAMARA, D., *et al.*, 2001, “Effect of stress on acid dissolution of enamel”, **Dental Materials**, v. 17, pp. 109-159.

PEGORARO, L. F., *et al.*, 2005, “Noncarious cervical lesions in adults. Prevalence and occlusal aspects”, **Journal of American Dental Association**, v. 136, pp. 1694 -700.

REES, J. S., 2000, “A review of the biomechanics of abfraction”, **European Journal of Prosthodontic and Restorative Dentistry**, v. 8, pp. 139-44.

REES, J. S., 2002, “The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study”, **Journal of Oral Rehabilitation**, v.29, pp. 188-93.

REES, J. S., HAMMADEH M., JAGGER, D. C., 2003, “Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: A finite element study”, **European Journal of Oral Science**, v. 111, pp. 149-54.

SCHEUZEL, P., 1996, “Etiology of dental erosion – intrinsic factors”, **European Journal of Oral Science**, v. 104, pp. 178-90.

SHAFER, W. G., HINE, M. K., LEVY, B. M., 1987, **Tratado de Patologia Bucal**. 4 ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.

SOUSA, S.D.I. de, 1980, **Estudo das superfícies técnicas**, Nobel, São Paulo

SPRANGER, H., 1995, “Investigation into the genesis of angular lesions at the cervical region of teeth”, **Quintessence Internacional**, v. 26, n. 2, pp.149-54.

TAKAHASHI, N., KITAGAMI, T., KOMORI, T., 1980, "Behavior of teeth under various loading conditions with finite element method", **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 7, pp. 453-61.

TANAKA, M., NAITO, T., YOKOTA, M., *et al.*, 2003, "Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force", **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 30, pp. 60-7.

TEN CATE, J. M., IMFELD, T., 1996, "Dental erosion, summary", **European Journal of Oral Science**, v. 104, pp. 241-4.

THRESHER, R. W., SAITO, G. E., 1973, "The stress analysis of human teeth", **Journal of Biomechanics**, v. 6, n. 5, pp. 443-9.

WHITE, S. N., MIKLUS, V. G., CHANG, P. P., CAPUTO, A. A., FONG, H., *et al.*, 2005, "Controlled failure mechanisms toughen the dentino-enamel junction zone", **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 94, n. 4, pp. 330-5.

XHONGA, F. A., 1977, "Bruxism and effect on the teeth", **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 4, pp. 65-76.

YAP, A. U. J., NEO, J. C. L., 1995, "Noncarious cervical tooth loss: part 1", **Dental Update**, pp. 315-8.

YOUNG, W.G., KHAN, F., 2002, "Sites of dental erosion are saliva-dependent", **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 29, pp. 35-43.

ZERO, D. T., 1996, "Etiology of dental erosion – extrinsic factors", **European Journal of Oral Science**, v. 104, pp. 167-77.

ANEXO I

REGIÃO CERVICAL

Área ao redor da união da coroa com a raiz. Está presente em todas as faces do dente.

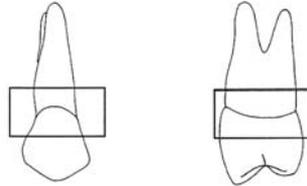


Figura A-1: Destaque para a região cervical do dente.

FACES DOS DENTES

- Vestibular: em contato com lábios e bochecha (A)
- Lingual ou palatina: em contato com a língua ou palato, dependendo da localização do dente na arcada inferior ou superior, respectivamente (B)
- Mesial: em direção à linha média da arcada dentária (C)
- Distal: face mais distante da linha média (D)
- Oclusal: face mastigatória (E)

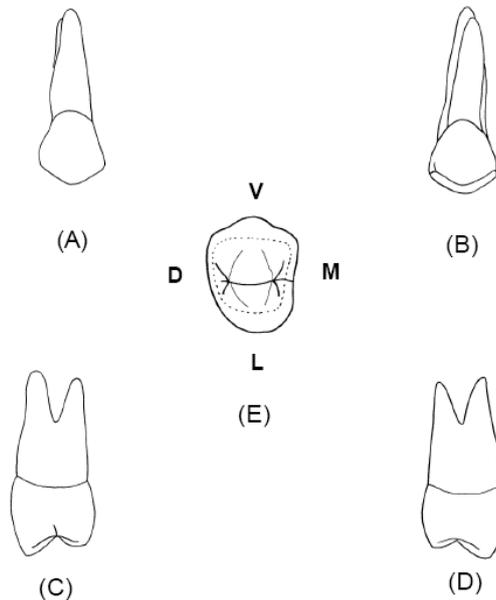
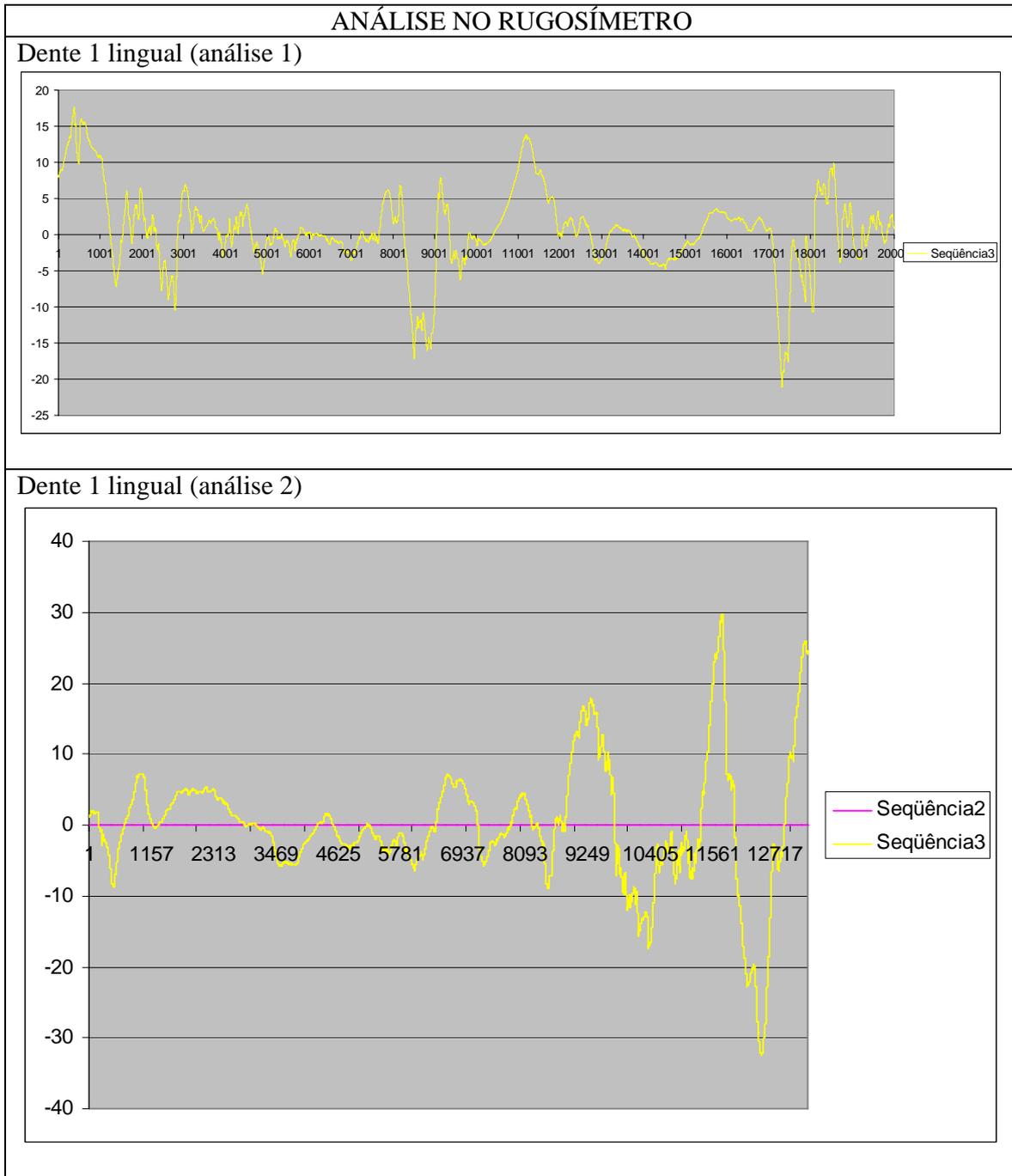


Figura A-2: Faces do dente. Extraído e modificado de CUNHA (2005)

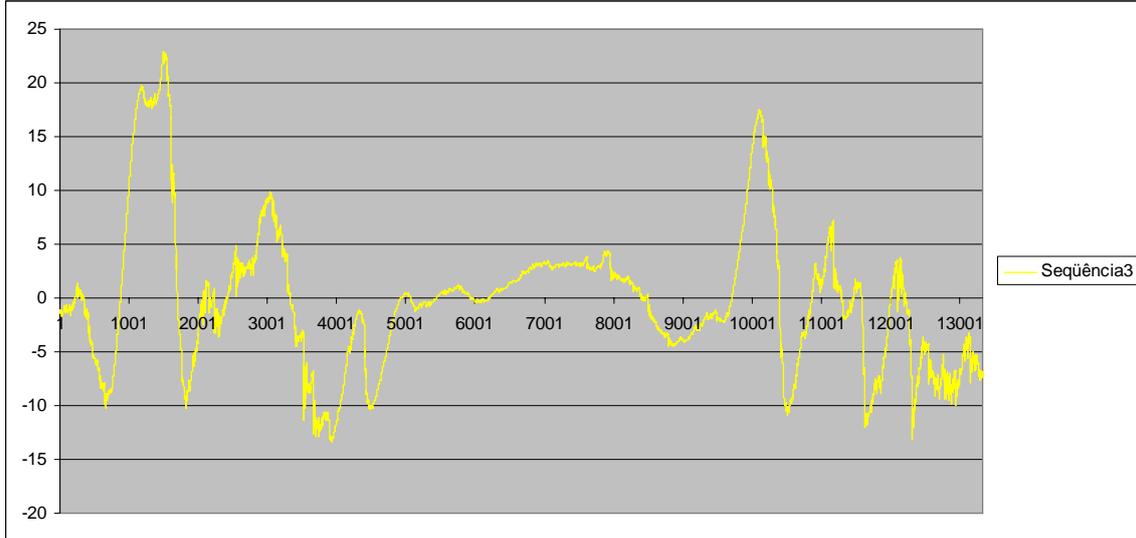
ANEXO II

Gráficos originais obtidos a partir da análise de rugosidade superficial de dentes e moldes antes e depois do teste de carregamento cíclico.

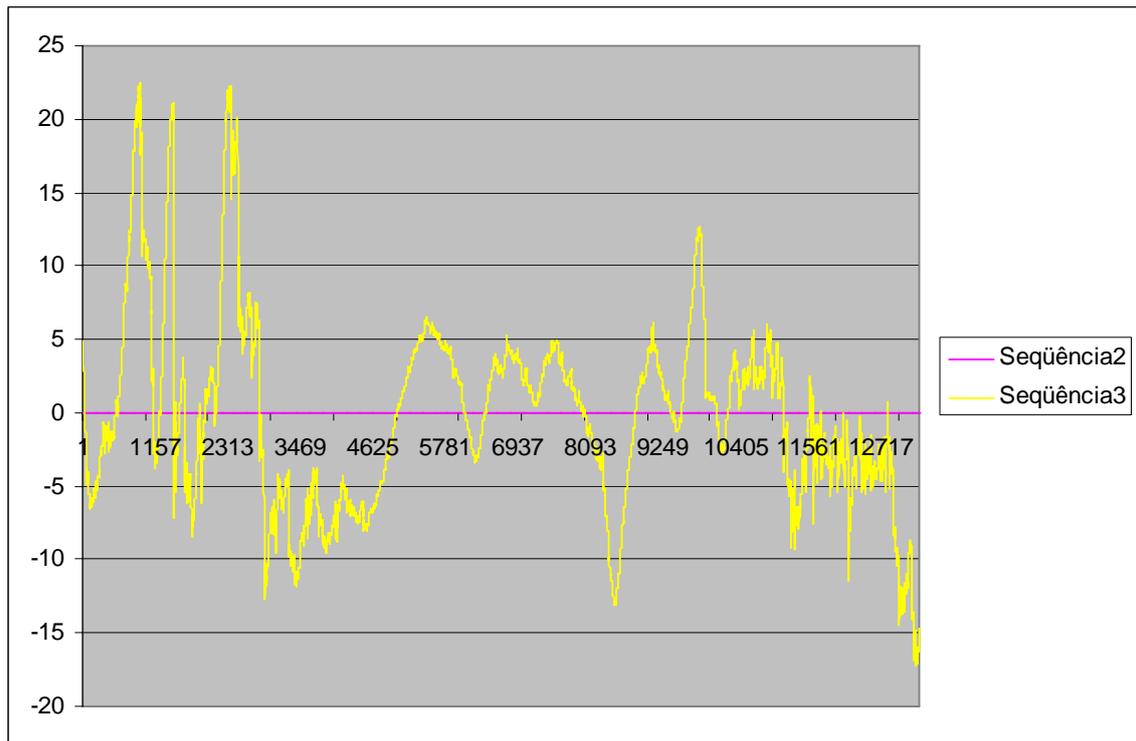


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 1 lingual (análise 1)

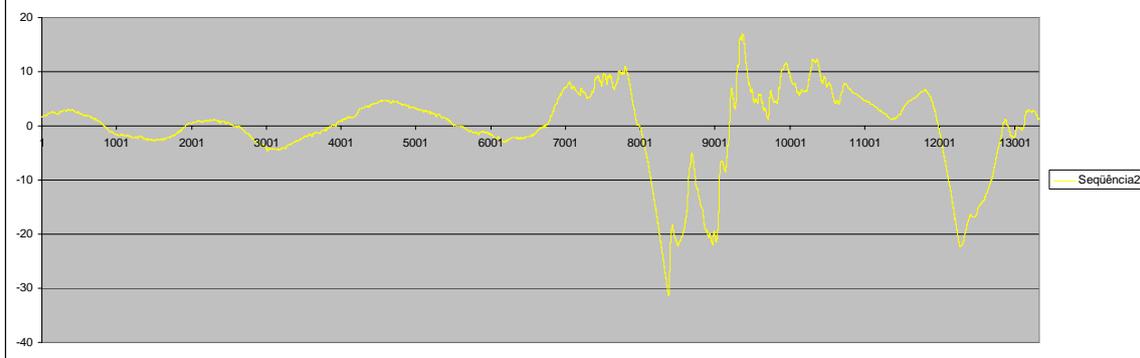


Molde 1 lingual (análise 2)

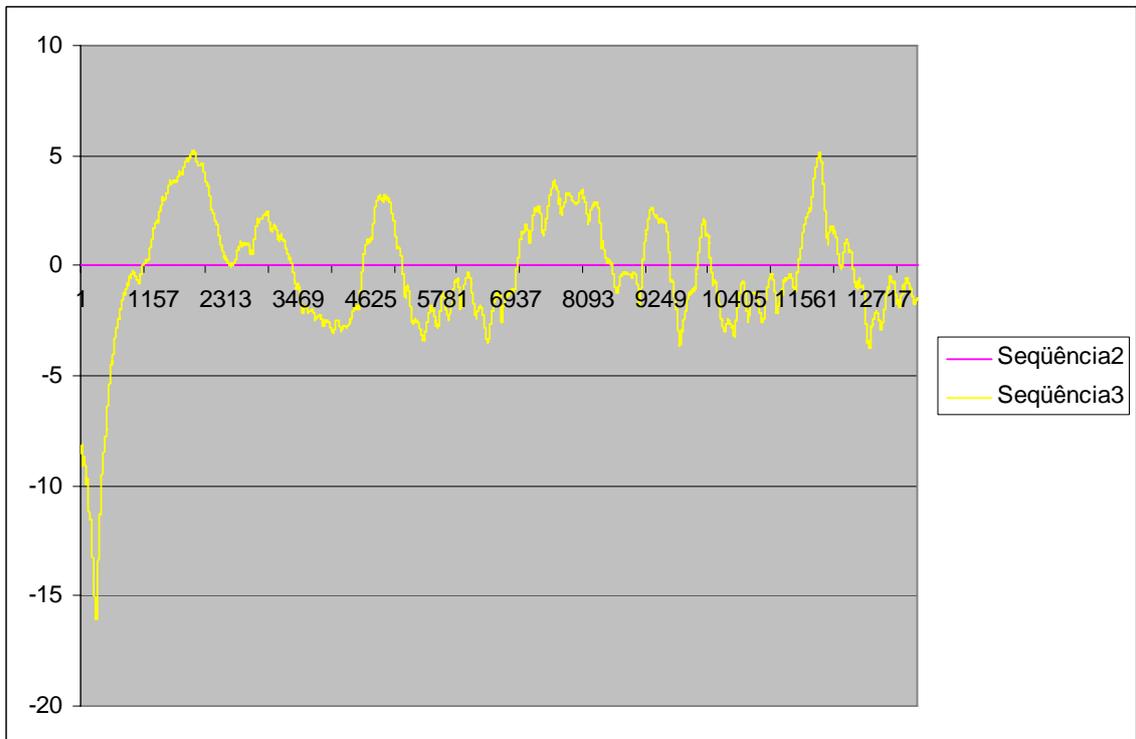


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 1 vestibular (análise 1)

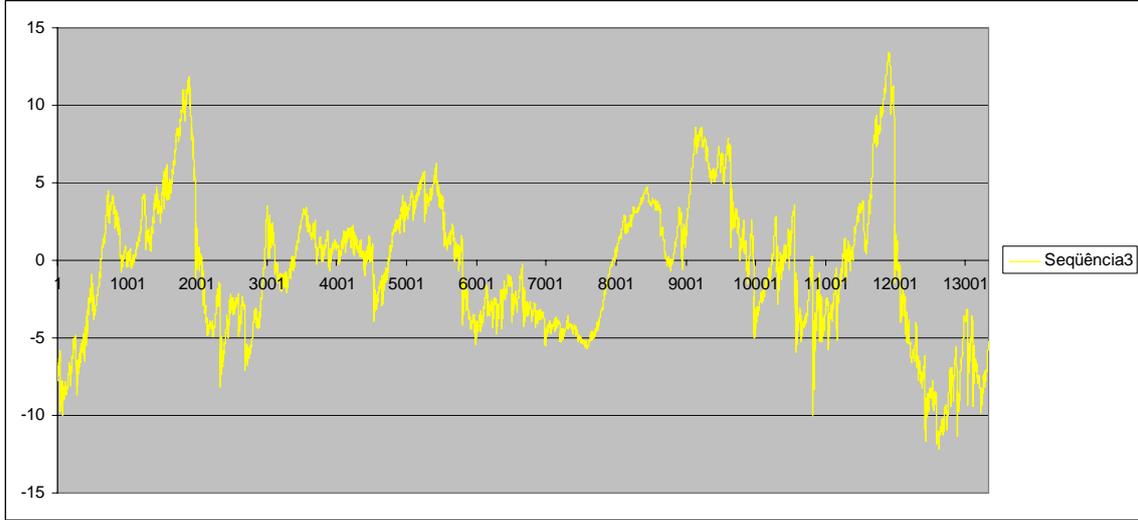


Dente 1 vestibular (análise 2)

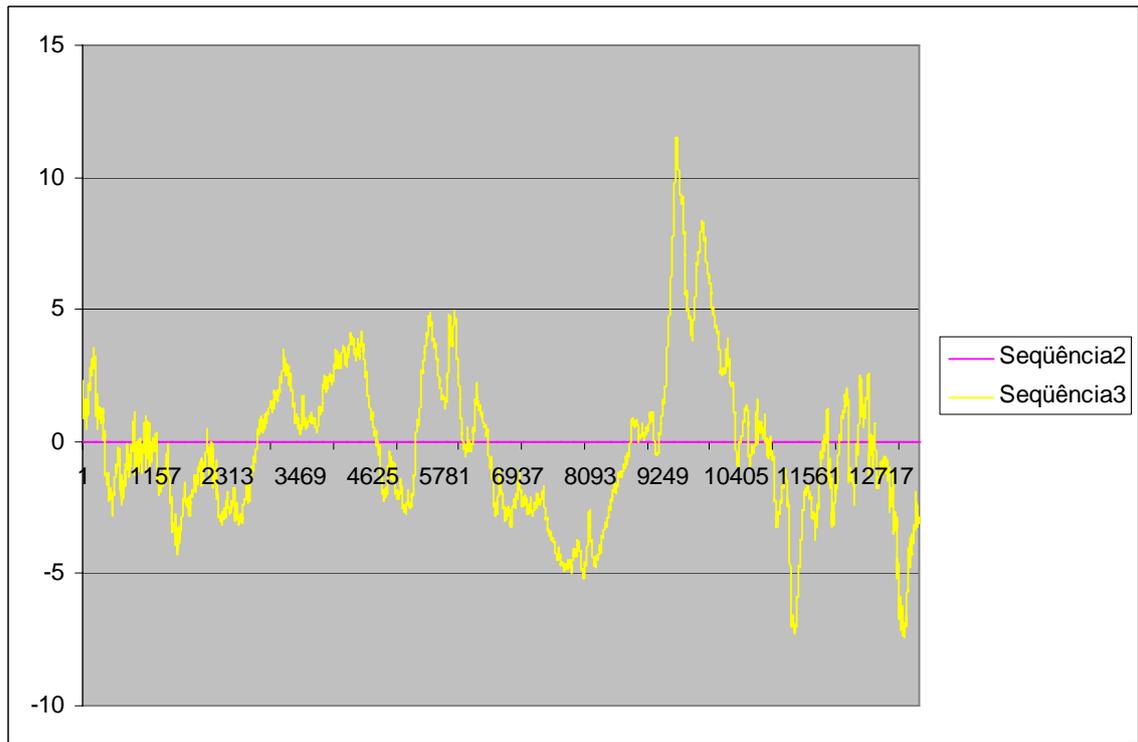


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 1 vestibular I (análise 1)

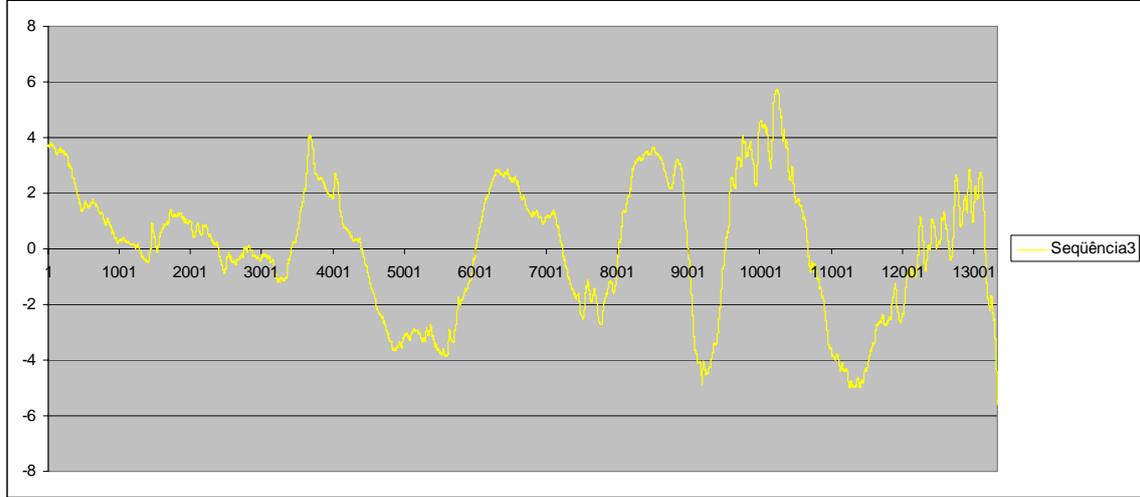


Molde 1 vestibular (análise 2)

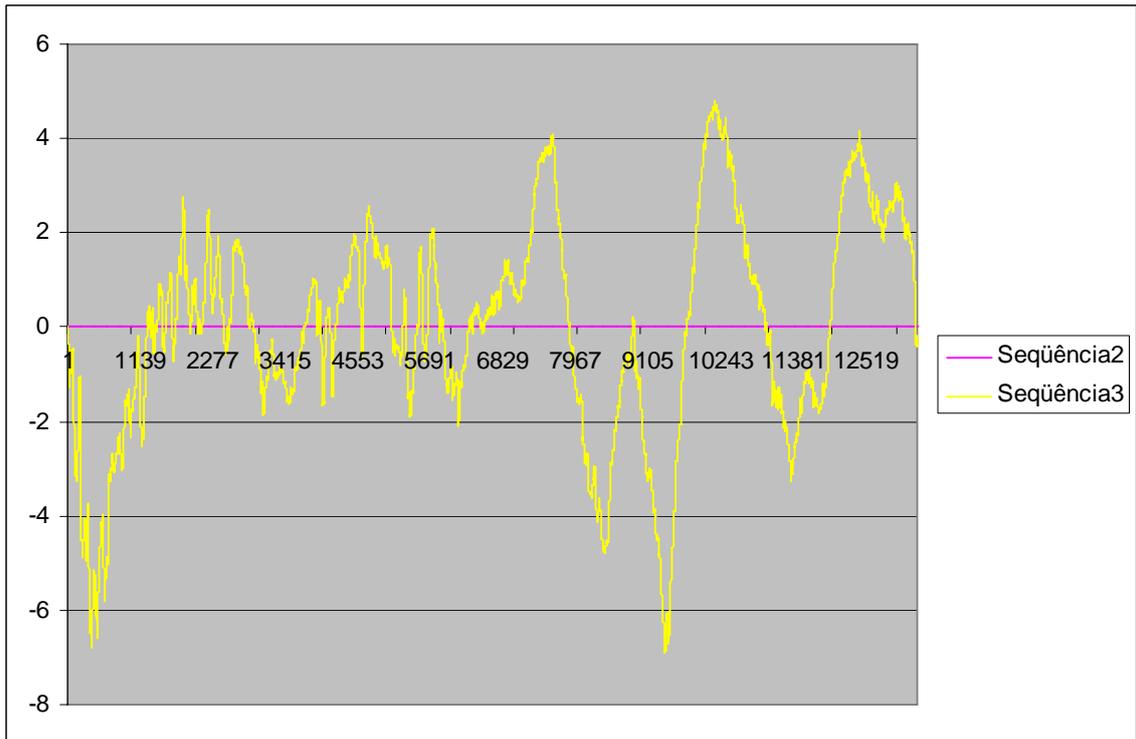


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 2 lingual (análise 1)

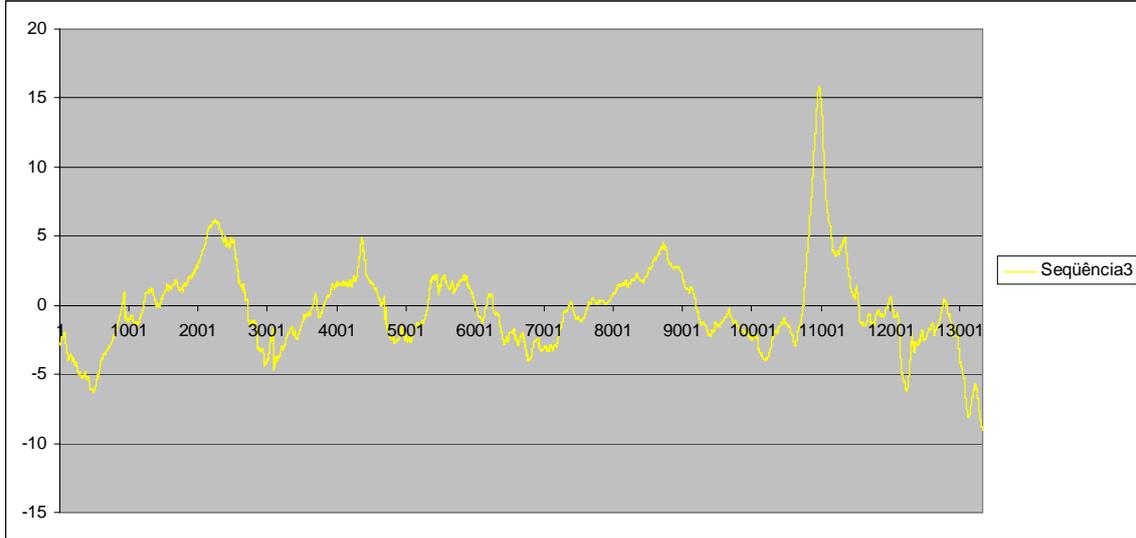


Dente 2 lingual (análise 2)

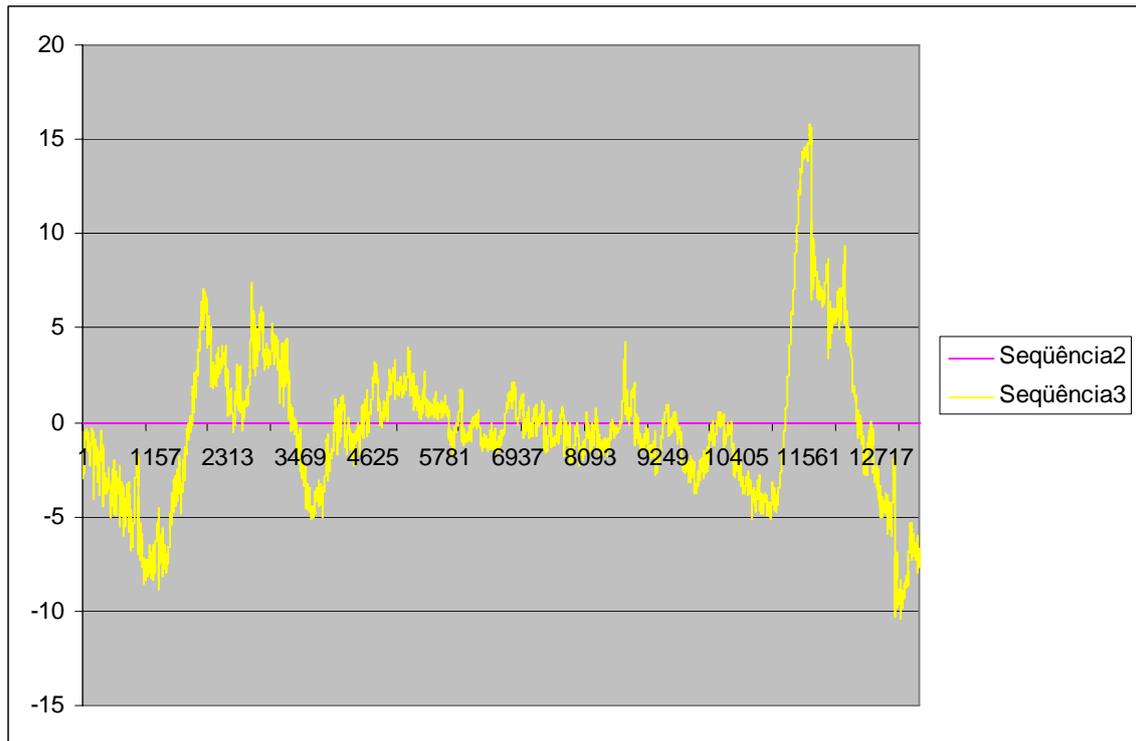


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 2 lingual (análise 1)



Molde 2 lingual (análise 2)

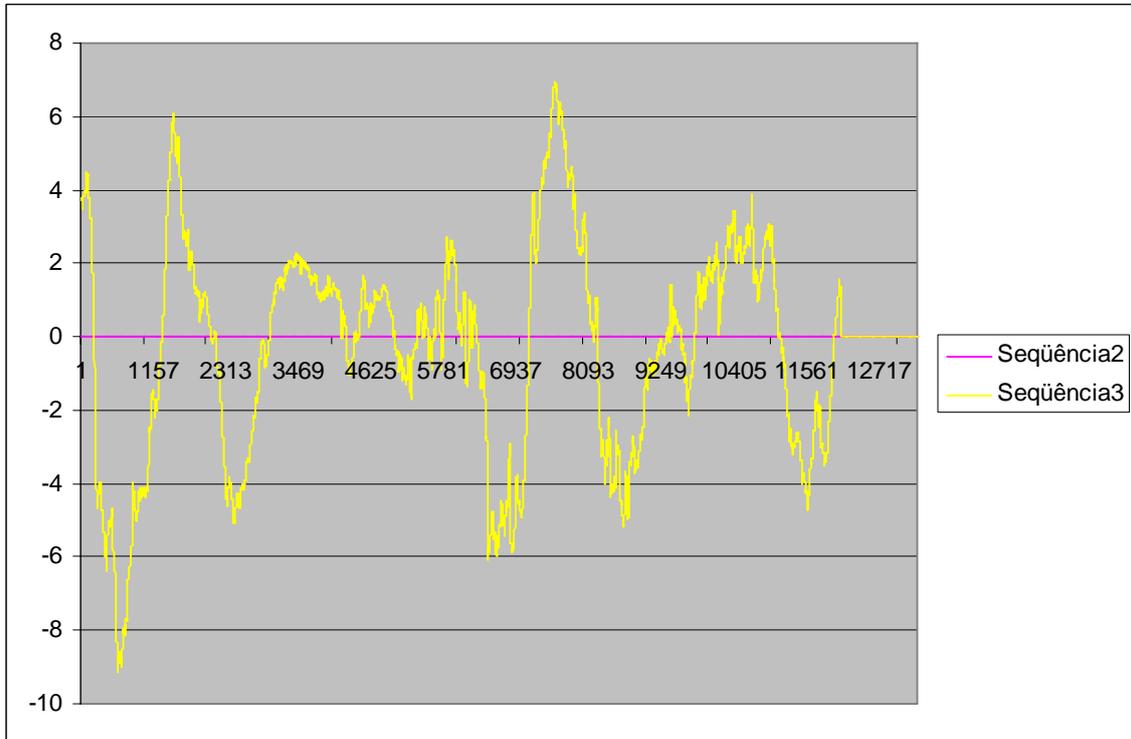


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 2 vestibular (análise 1)

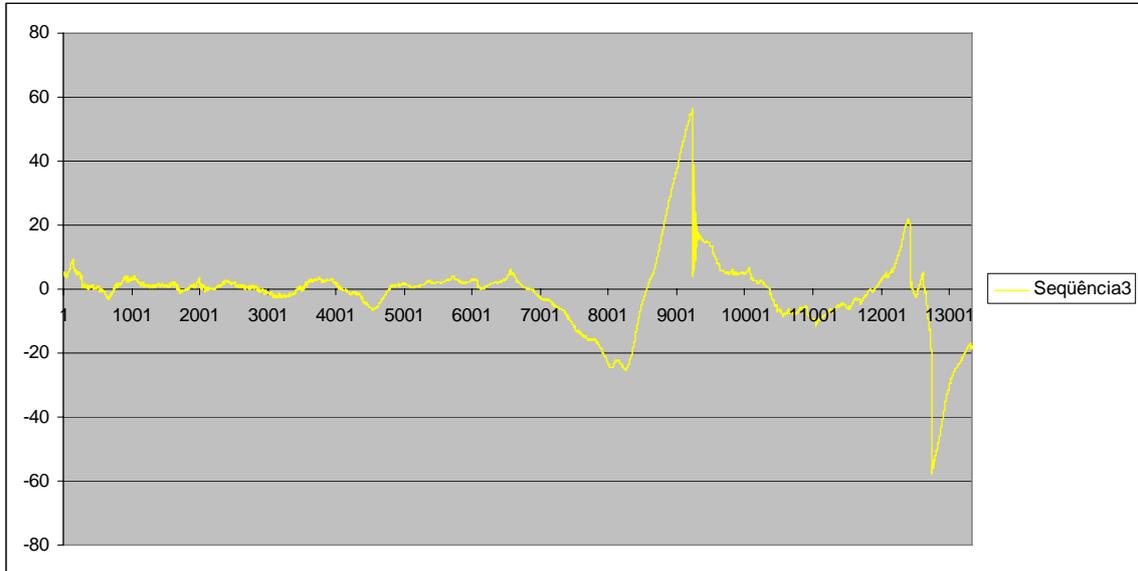
Dados não fornecidos

Dente 2 vestibular (análise 2)

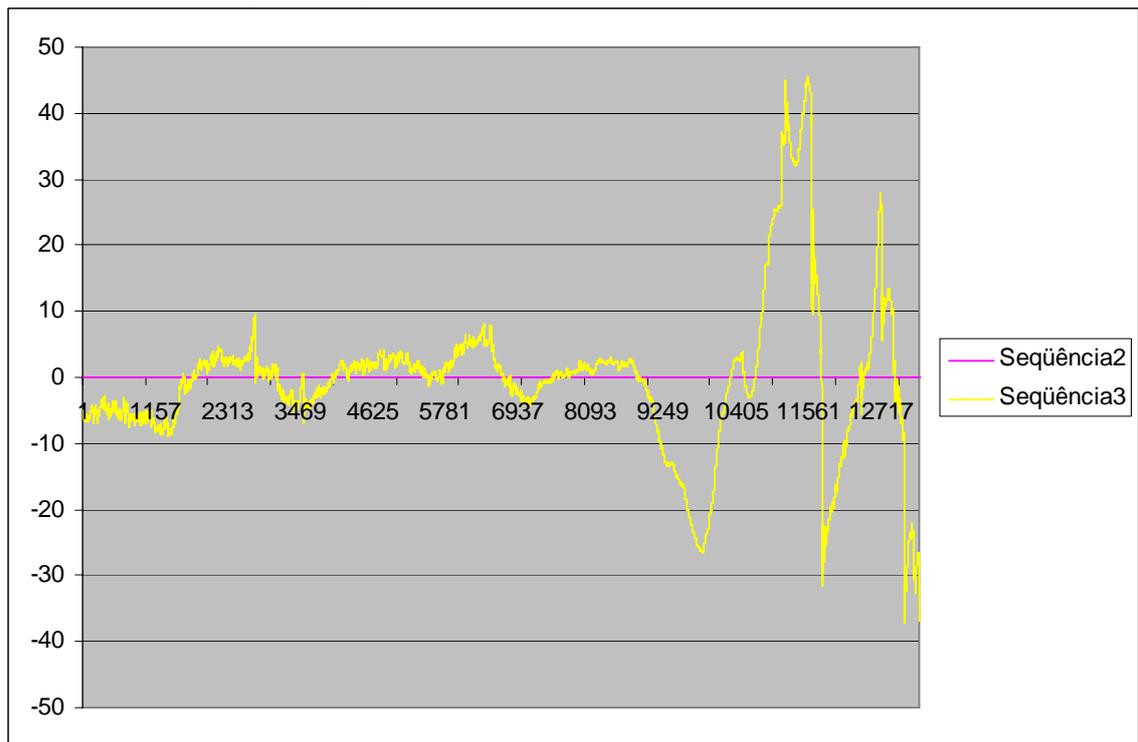


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 2 vestibular 1 (análise 1)

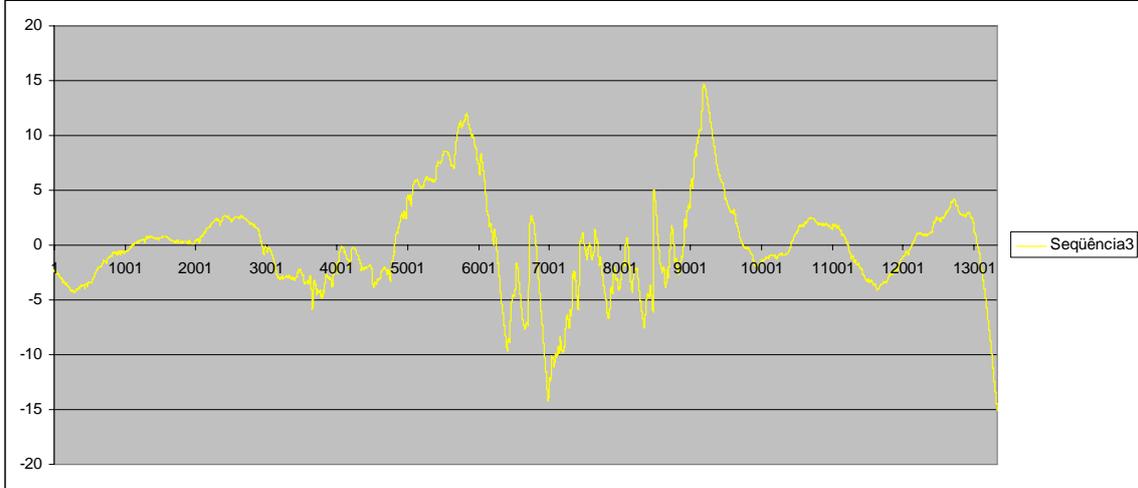


Molde 2 vestibular (análise 2)

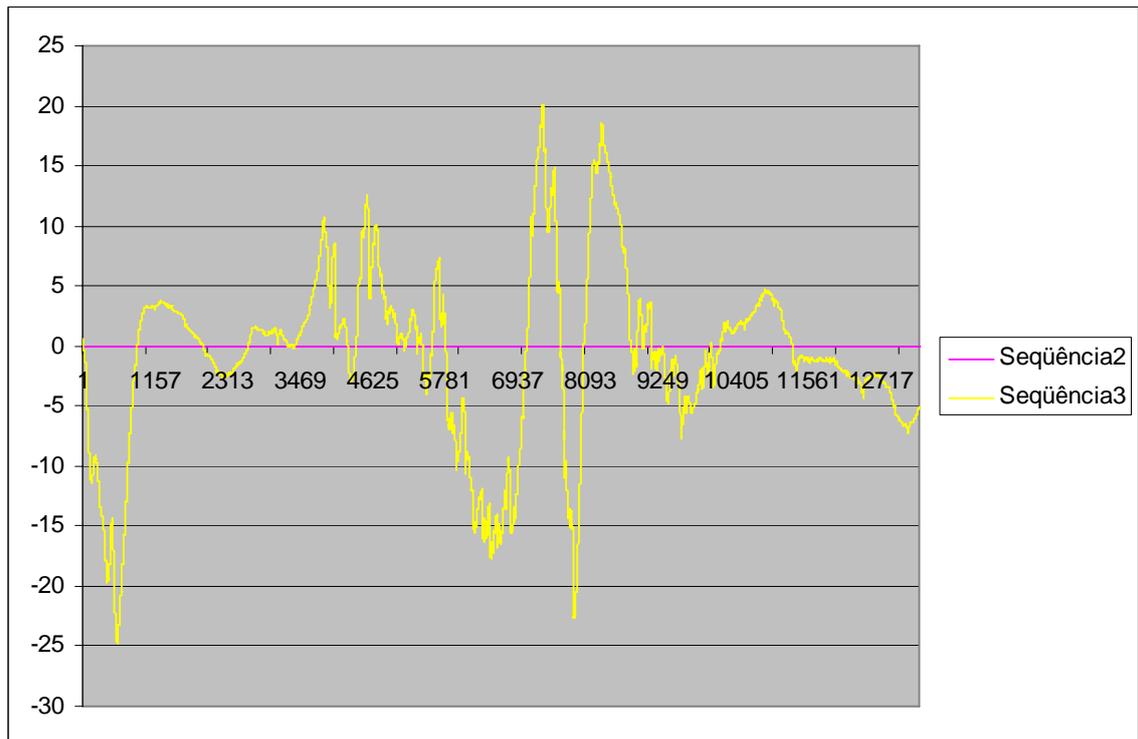


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 3 lingual (análise 1)

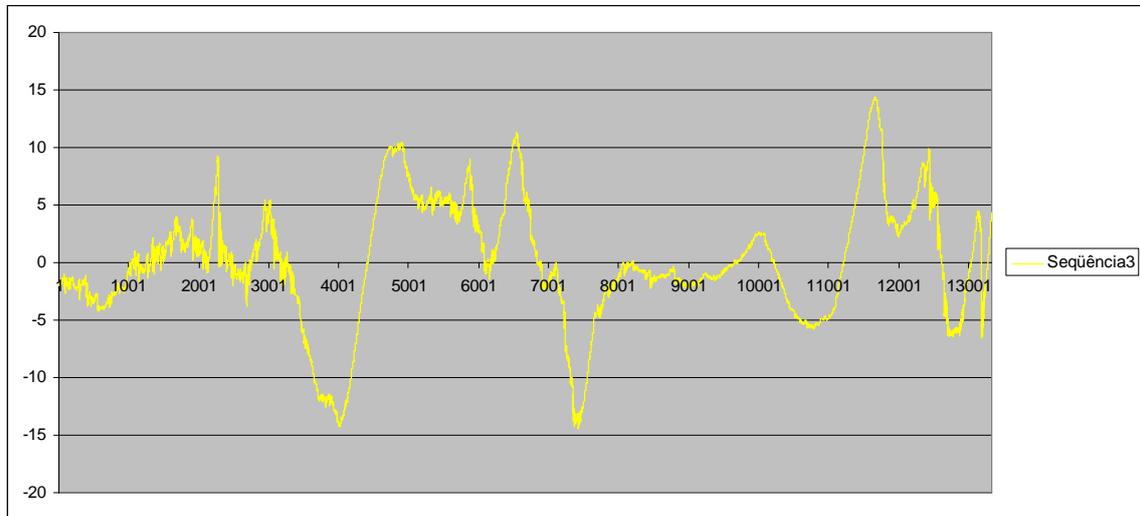


Dente 3 lingual (análise 2)



ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 3 lingual (análise 1)

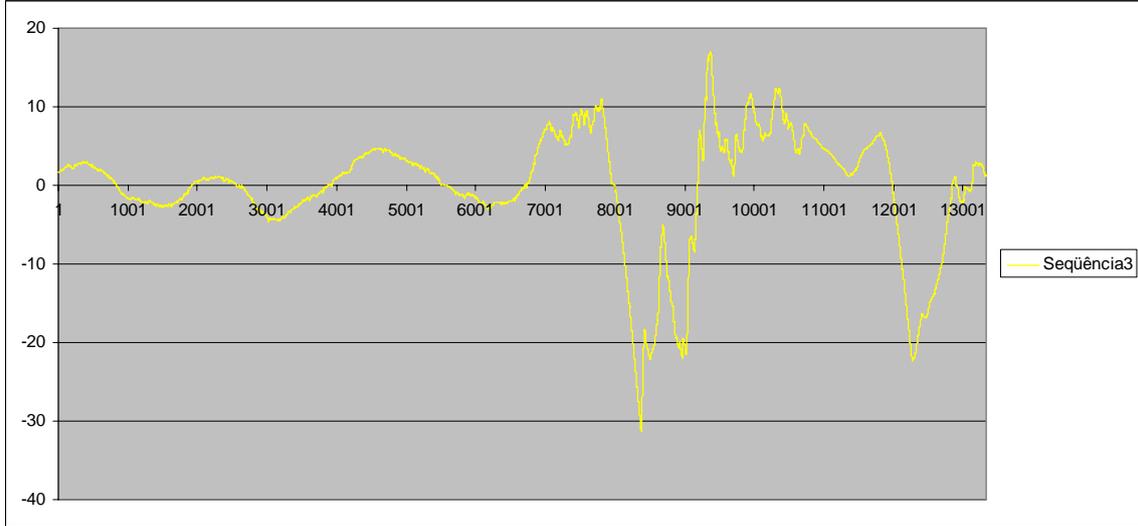


Molde 3 lingual (análise 2)

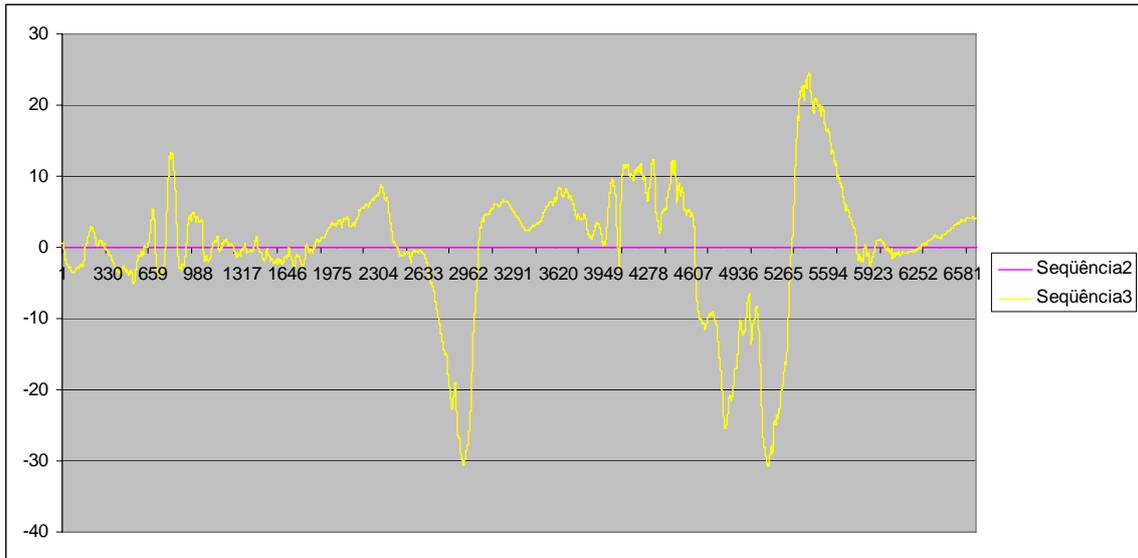
Dente fraturado após o carregamento – não foram feitos moldes para análise 2

ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 3 vestibular (análise 1)

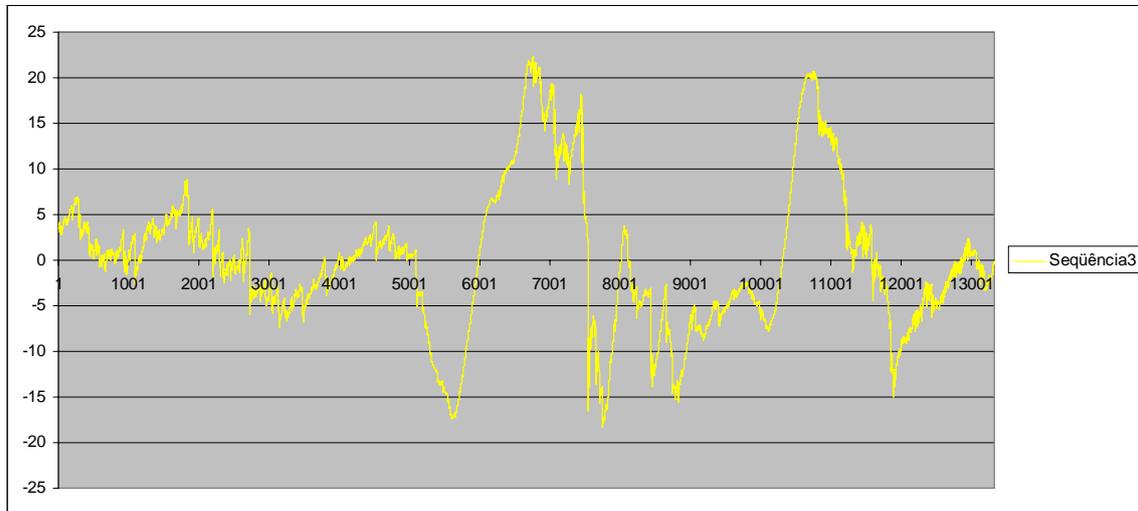


Dente 3 vestibular (análise 2)



ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 3 vestibular 1 (análise 1)

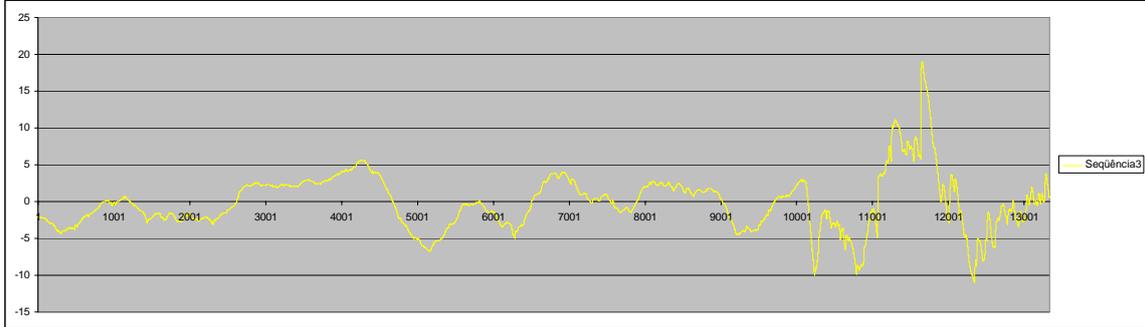


Molde 3 vestibular (análise 2)

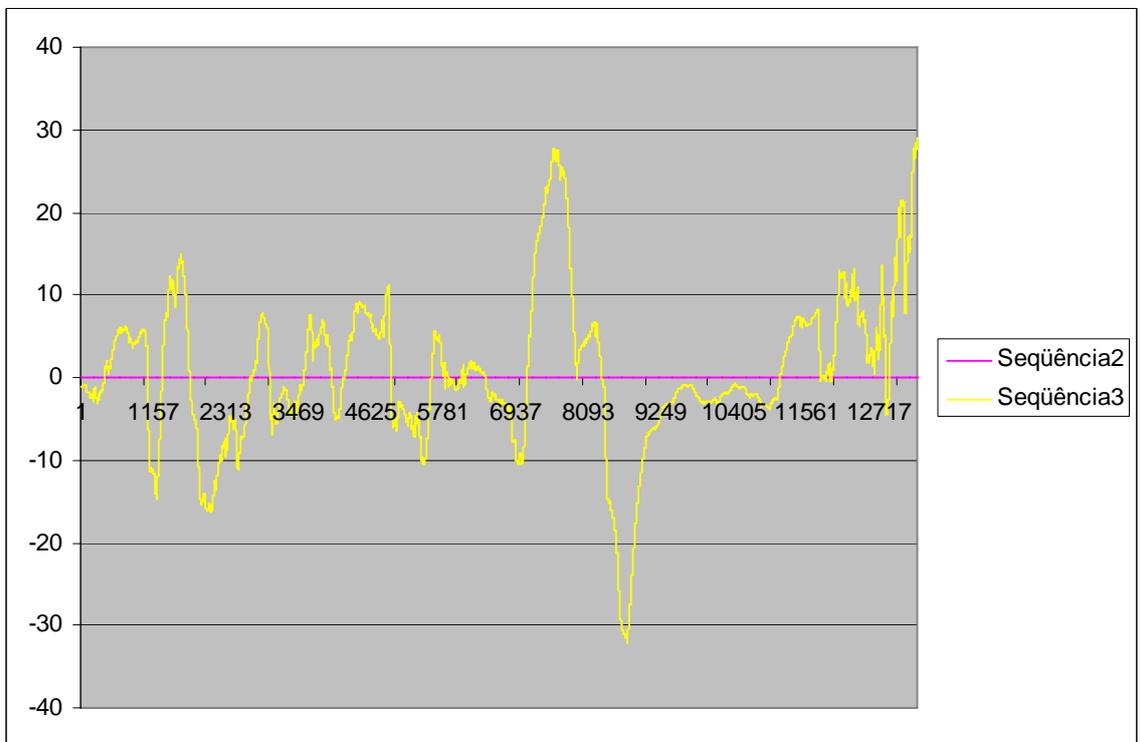
Dente fraturado após o carregamento – não foram feitos moldes para análise 2

ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 4 lingual (análise 1)

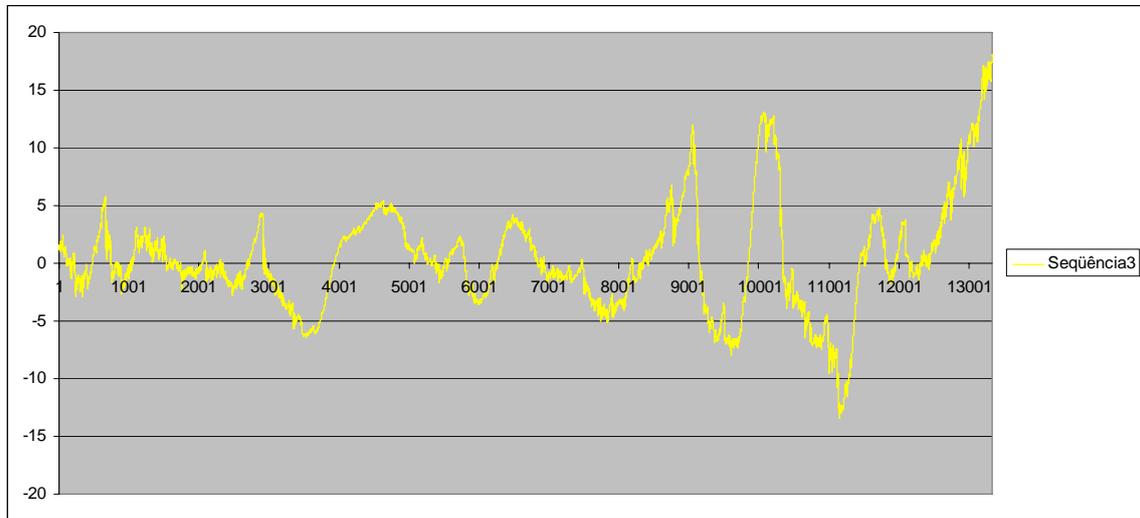


Dente 4 lingual (análise 2)



ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 4 lingual (análise 1)

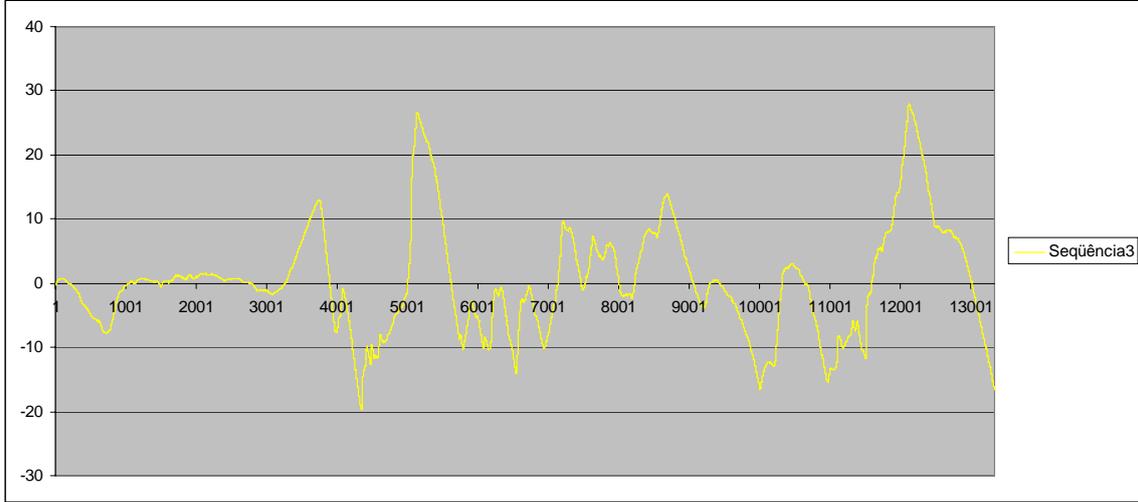


Molde 4 lingual (análise 2)

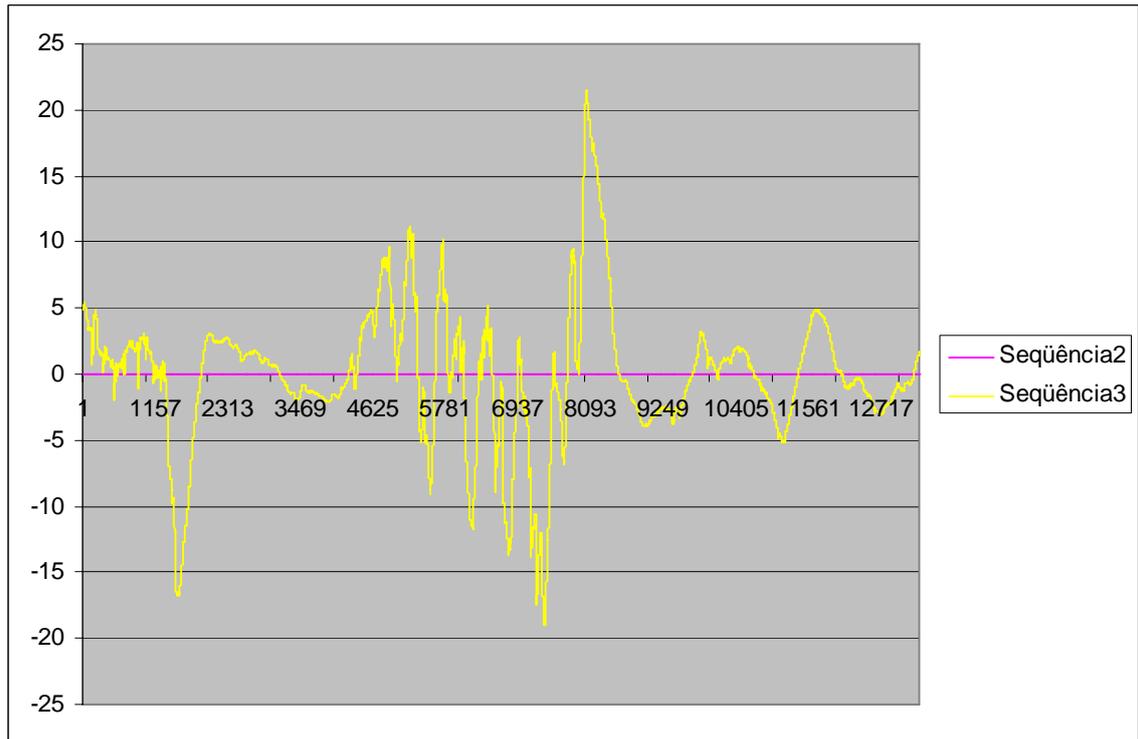
Dente fraturado após o carregamento – não foram feitos moldes para análise 2

ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 4 vestibular (análise 1)

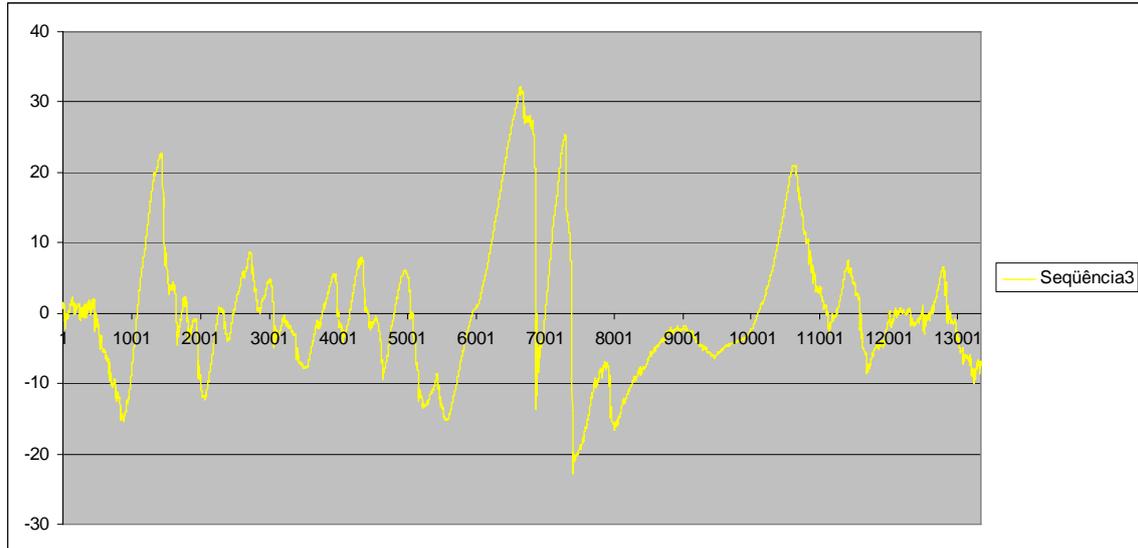


Dente 4 vestibular (análise 2)



ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 4 vestibular 1 (análise 1)



Molde 4 vestibular (análise 2)

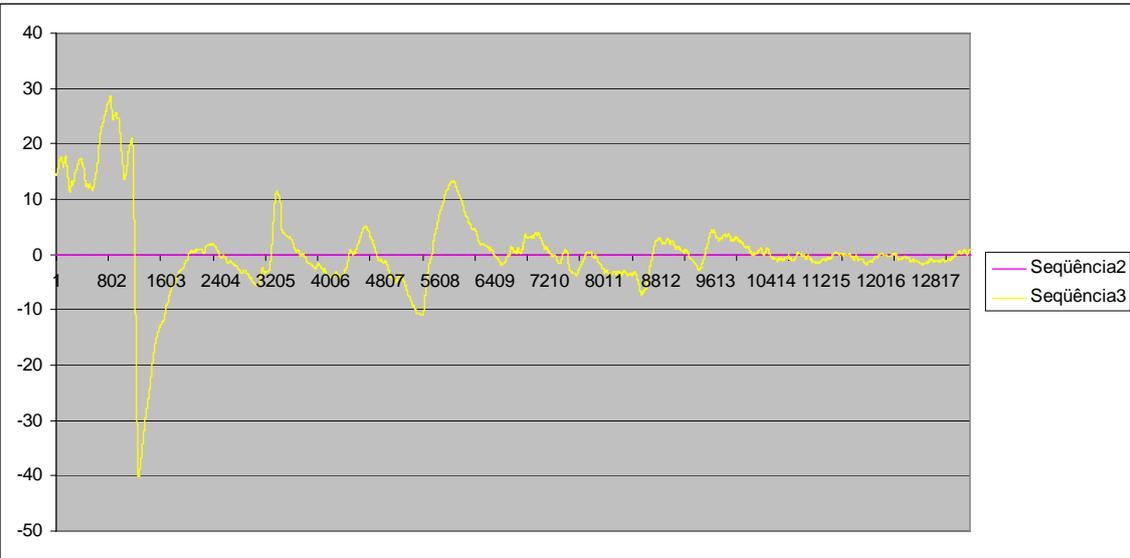
Dente fraturado após o carregamento – não foram feitos moldes para análise 2

ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 5 lingual (análise 1)

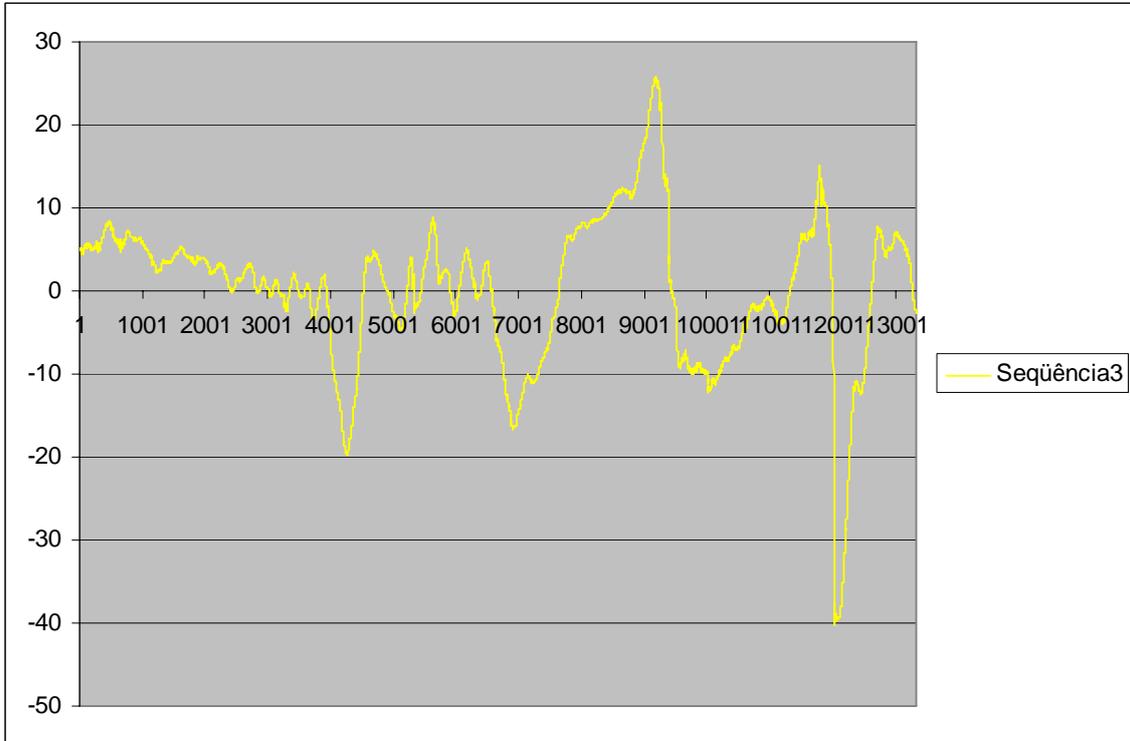
Dados não fornecidos

Dente 5 lingual (análise 2)



ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 5 lingual (análise 1)



Molde 5 lingual (análise 2)

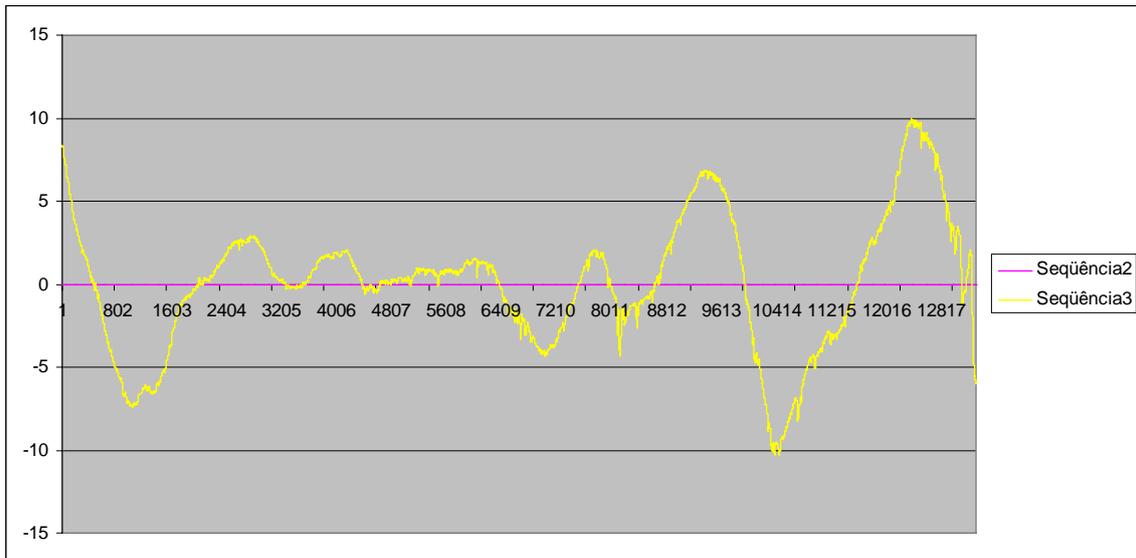
Dente fraturado após o carregamento – não foram feitos moldes para análise 2

ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 5 vestibular (análise 1)

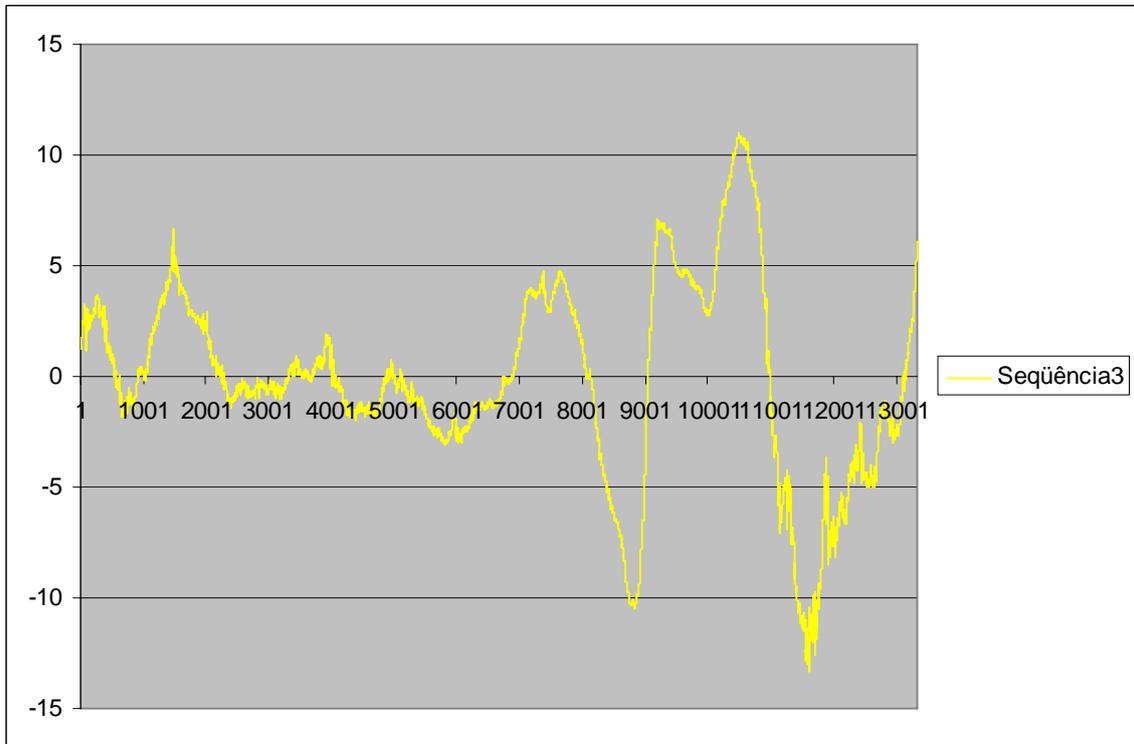
Dados não fornecidos

Dente 5 vestibular (análise 2)



ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 5 vestibular 1 (análise 1)

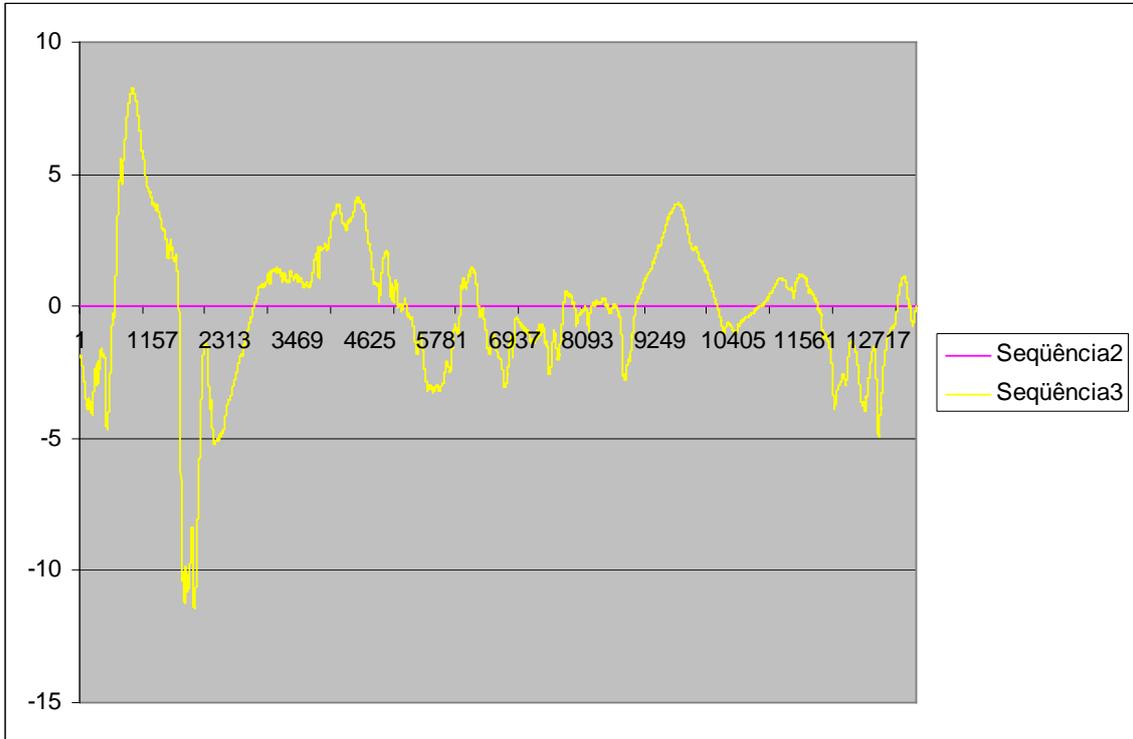


Molde 5 vestibular (análise 2)

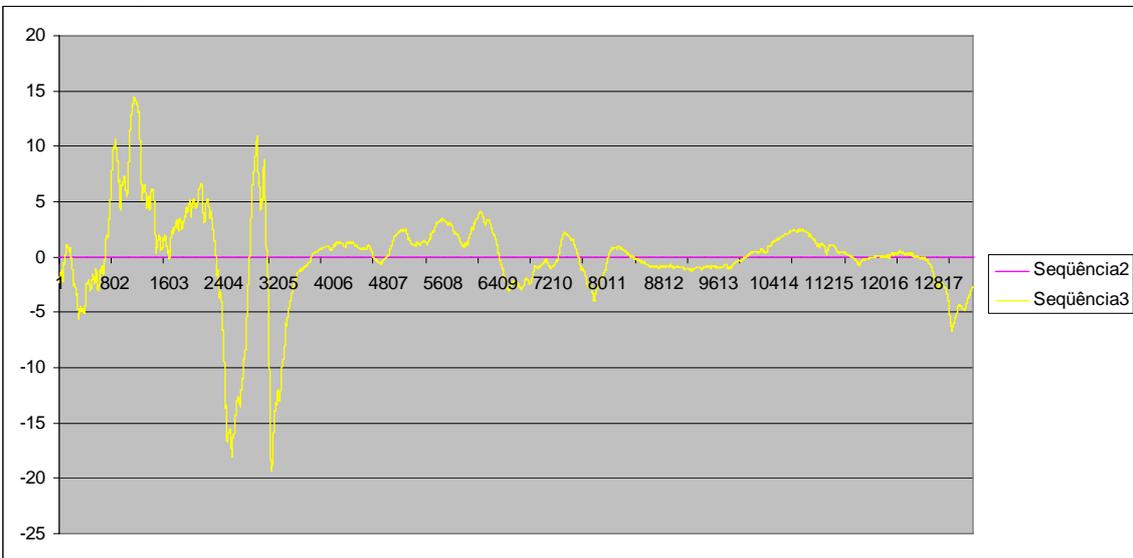
Dente fraturado após o carregamento – não foram feitos moldes para análise 2

ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 6 lingual (análise 1)

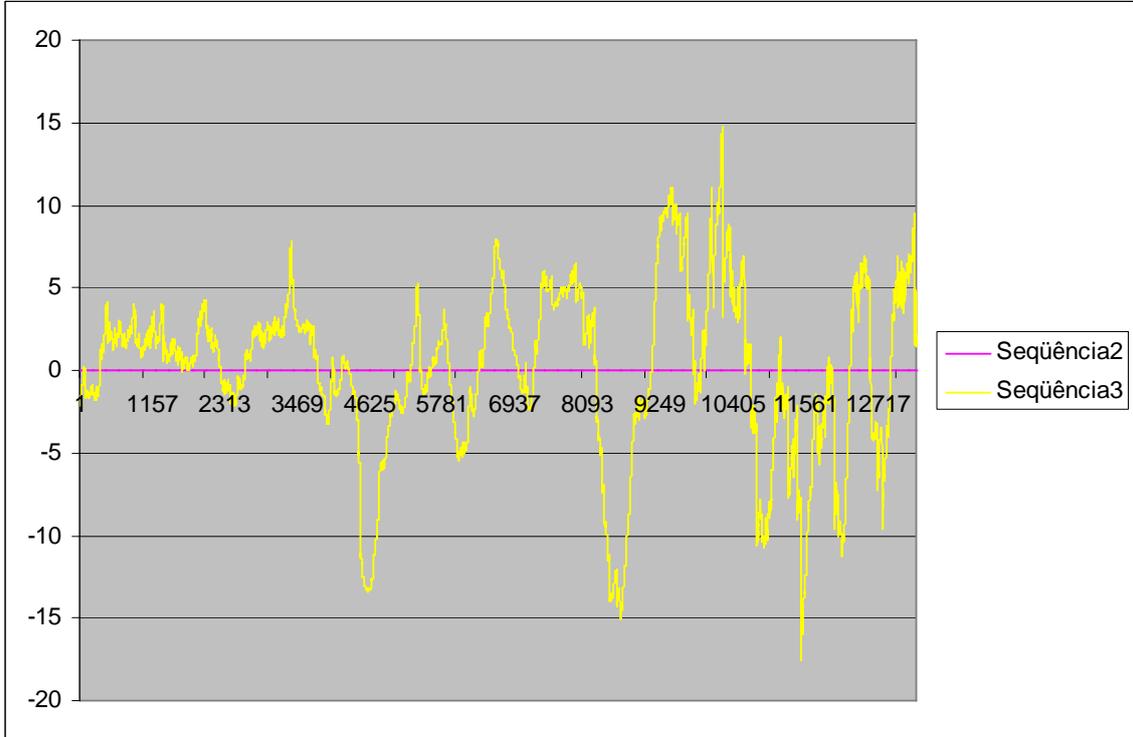


Dente 6 lingual (análise 2)

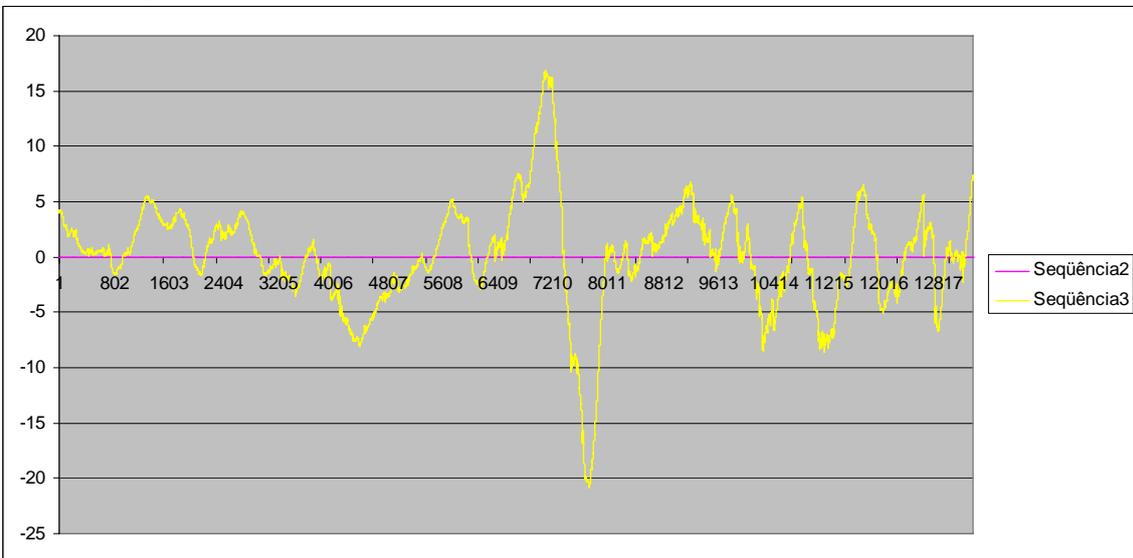


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 6 lingual (análise 1)

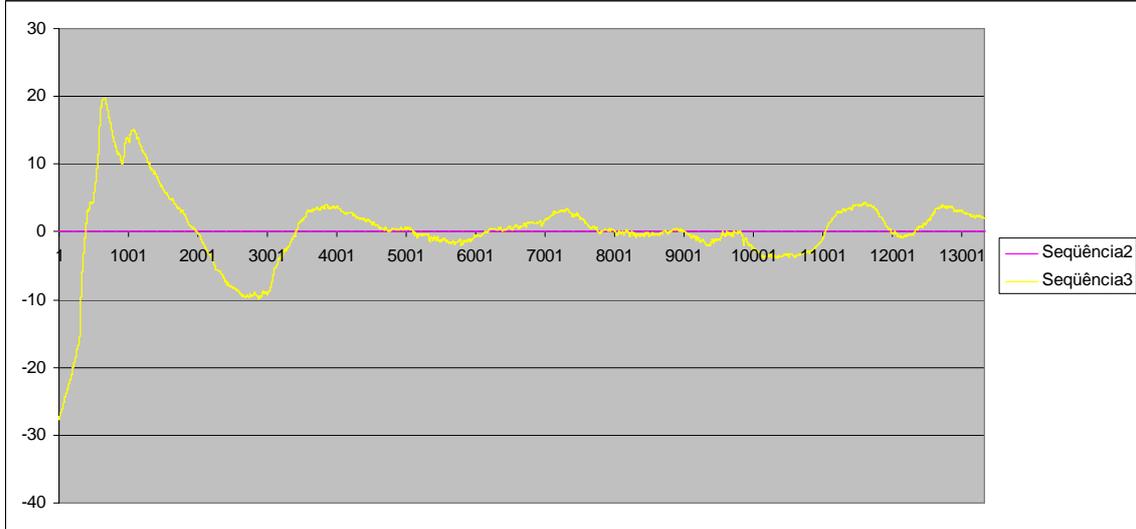


Molde 6 lingual (análise 2)

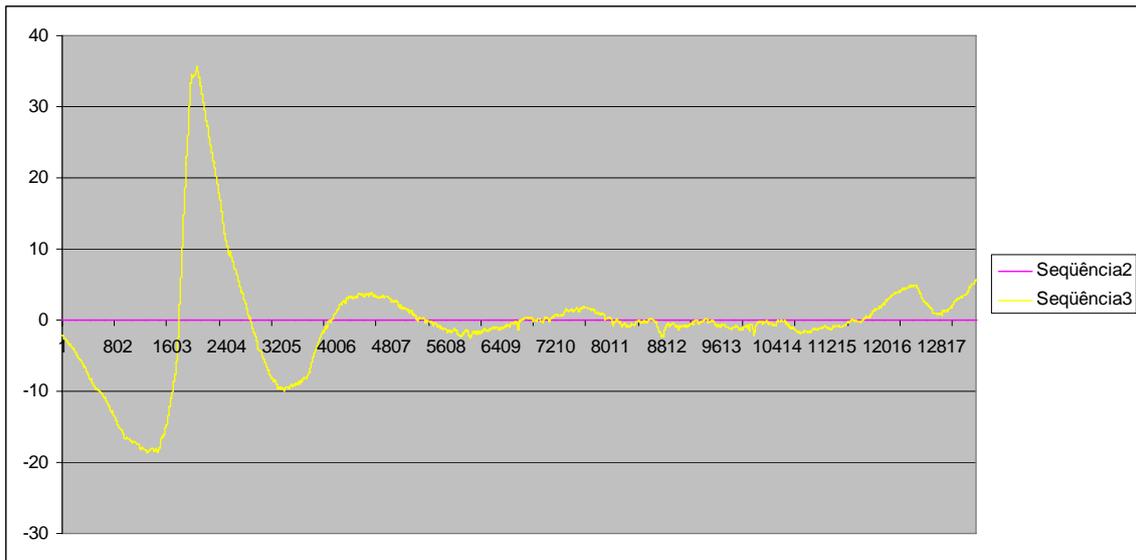


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 6 vestibular (análise 1)

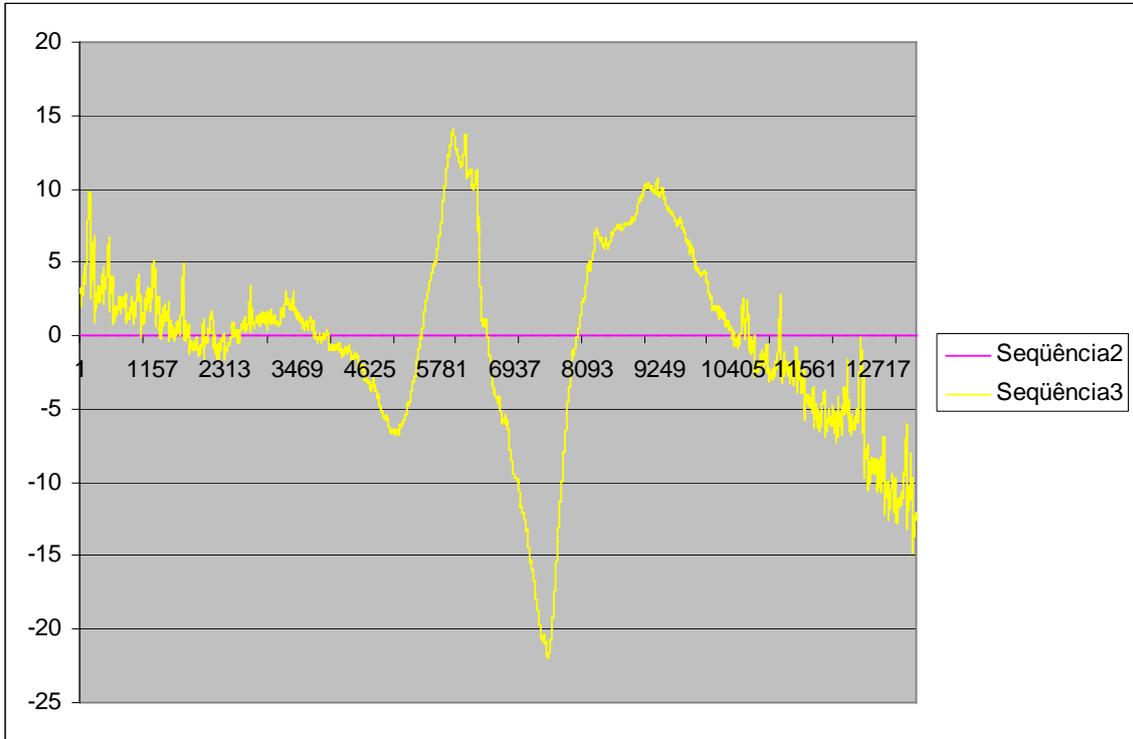


Dente 6 vestibular (análise 2)

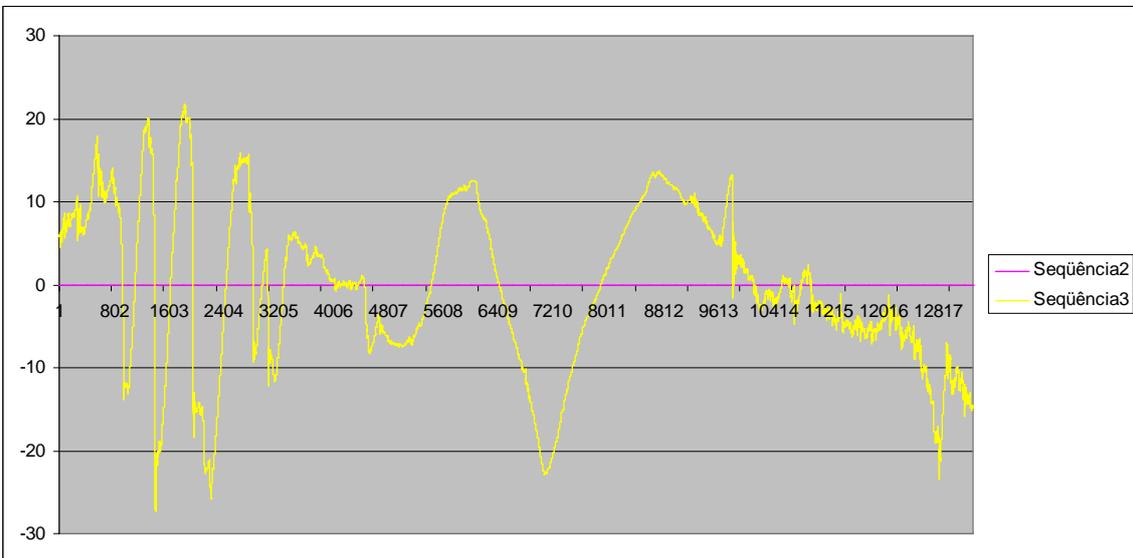


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 6 vestibular I (análise 1)



Molde 6 vestibular (análise 2)

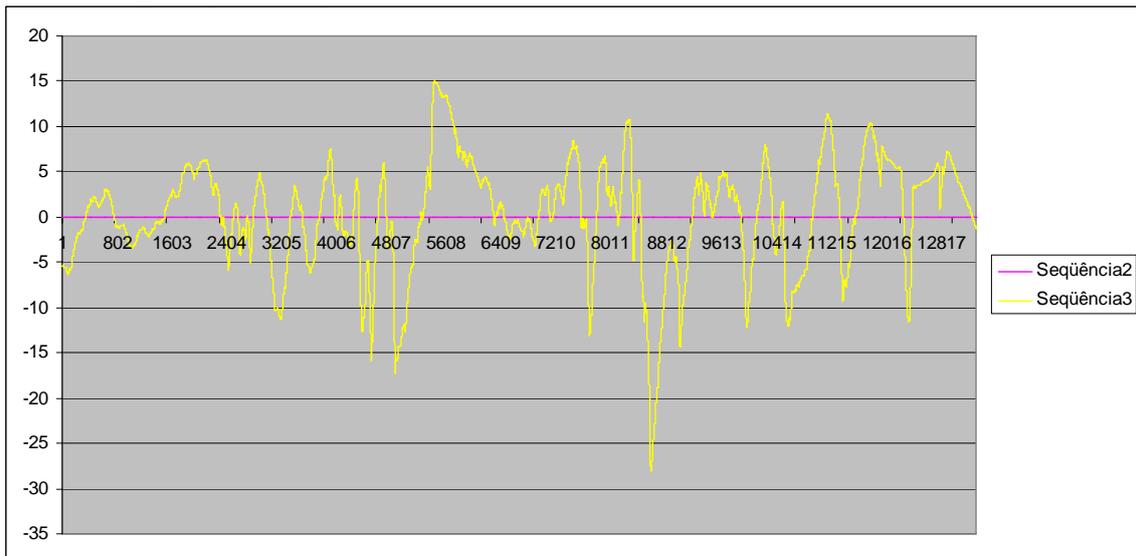


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 7 lingual (análise 1)

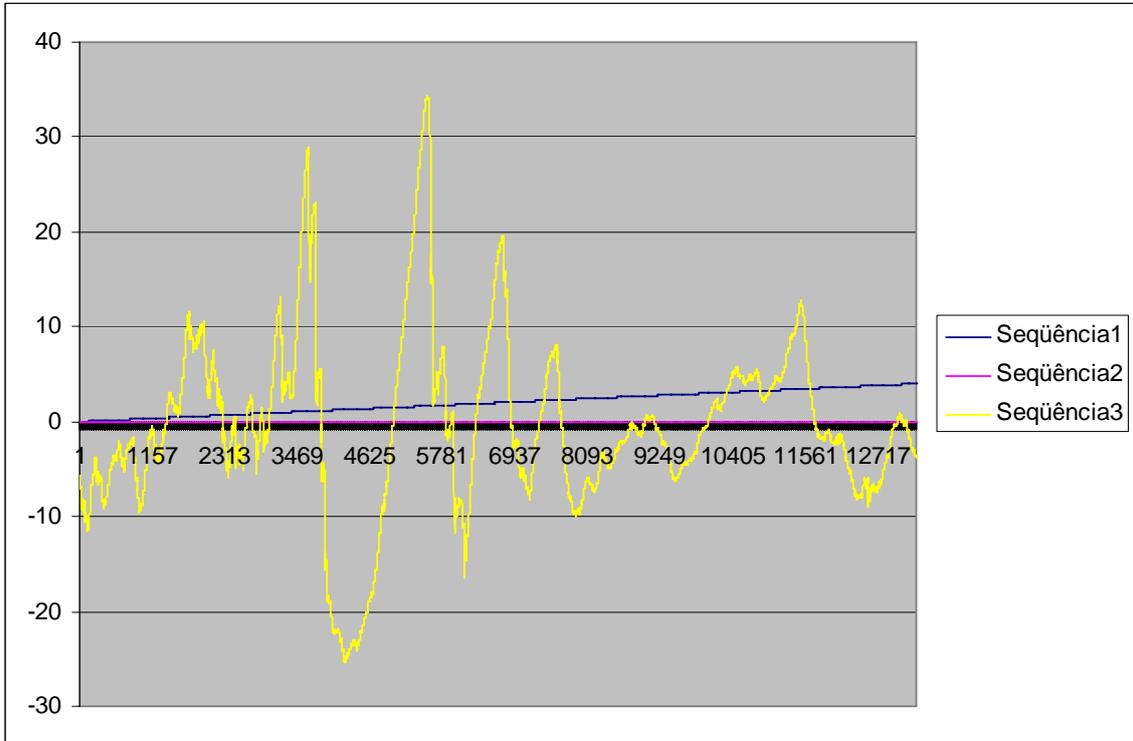
Dados não fornecidos

Dente 7 lingual (análise 2)

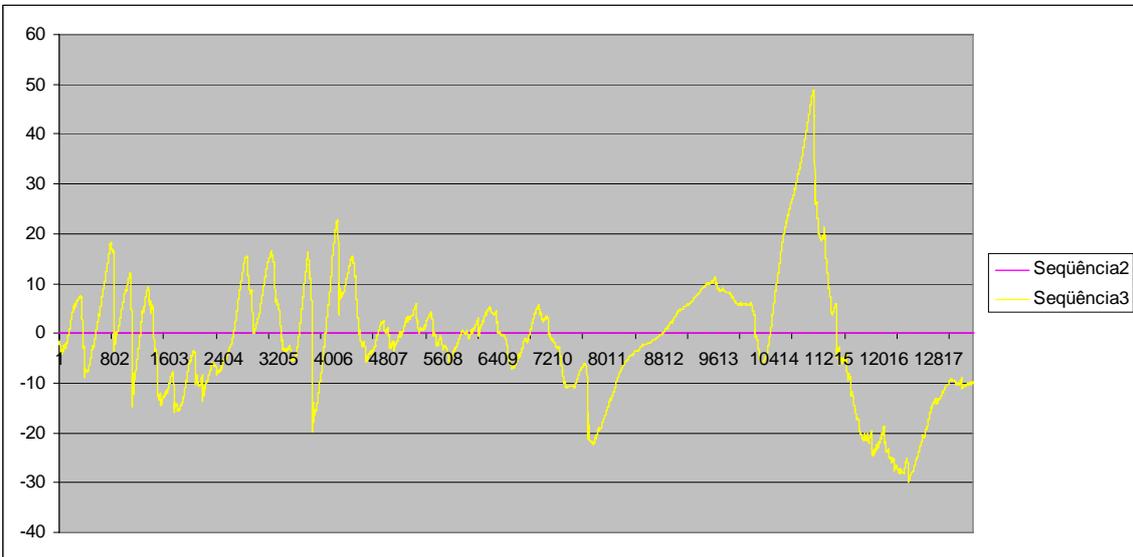


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 7 lingual (análise 1)



Molde 7 lingual (análise 2)

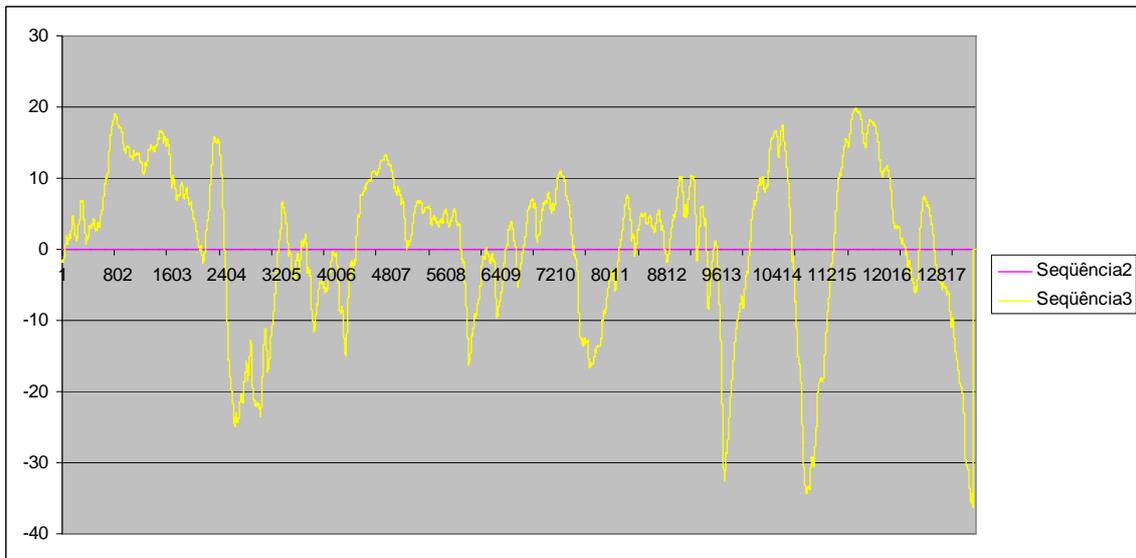


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 7 vestibular (análise 1)

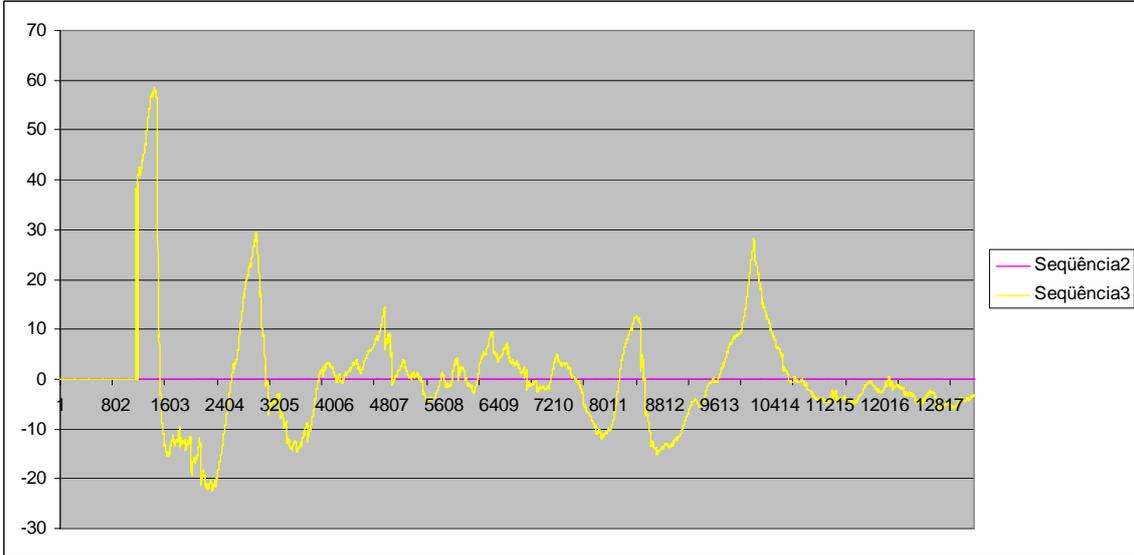
Dados não fornecidos

Dente 7 vestibular (análise 2)

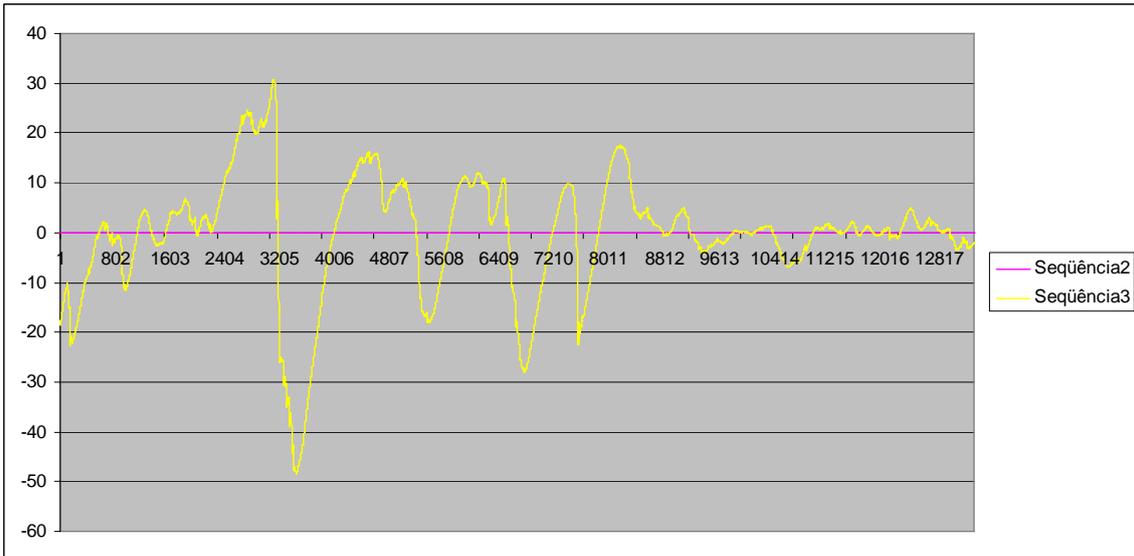


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 7 vestibular I (análise 1)



Molde 7 vestibular (análise 2)

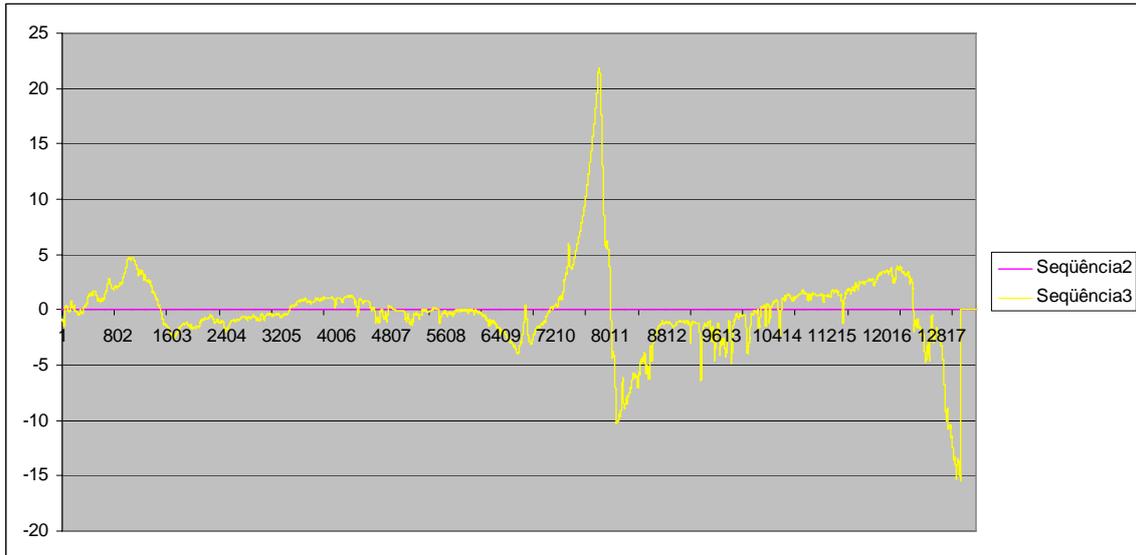


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 8 lingual (análise 1)

Dados não fornecidos

Dente 8 lingual (análise 2)

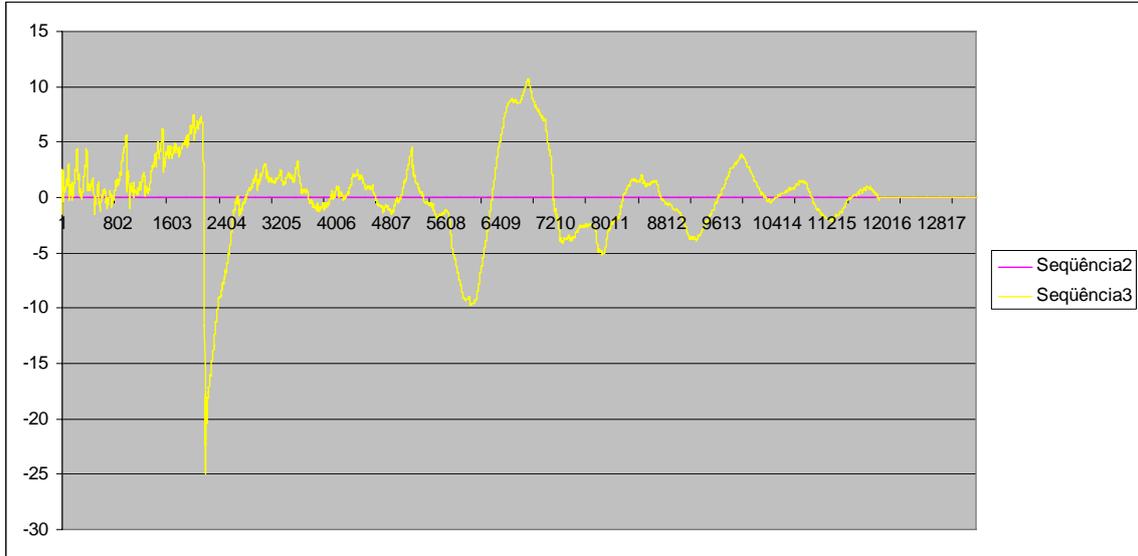


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 8 lingual (análise 1)

Dados não fornecidos

Molde 8 lingual (análise 2)

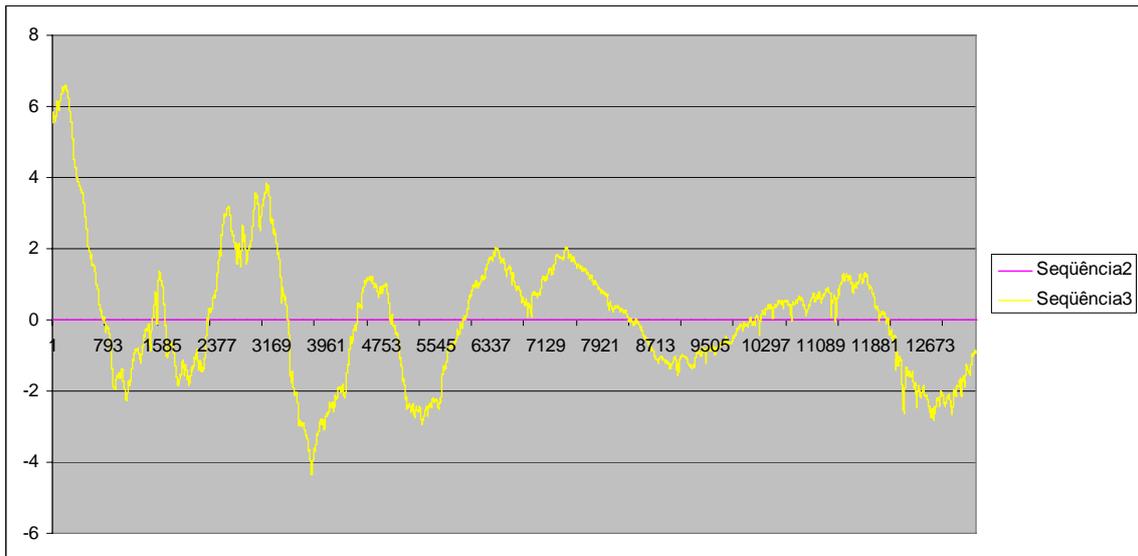


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 8 vestibular (análise 1)

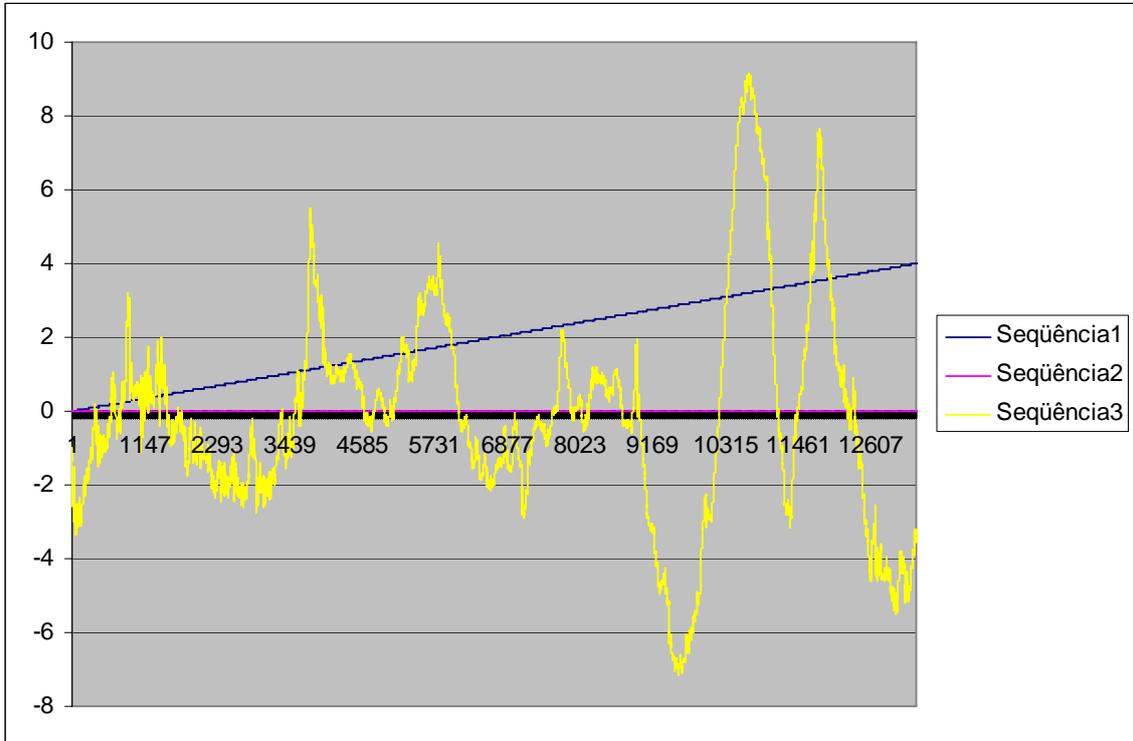
Dados não fornecidos

Dente 8 vestibular (análise 2)

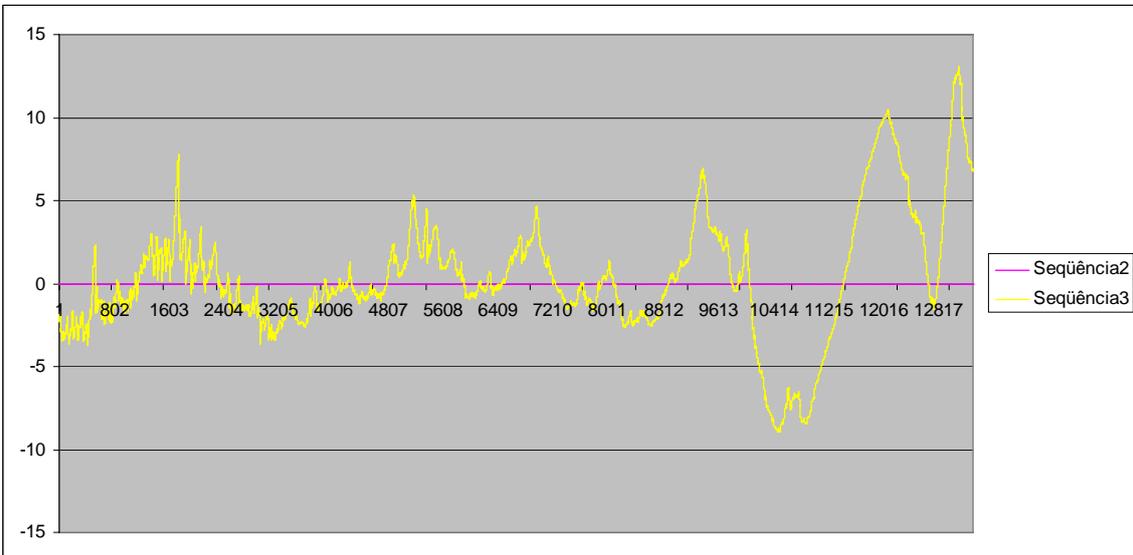


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 8 vestibular 1 (análise 1)



Molde 8 vestibular (análise 2)

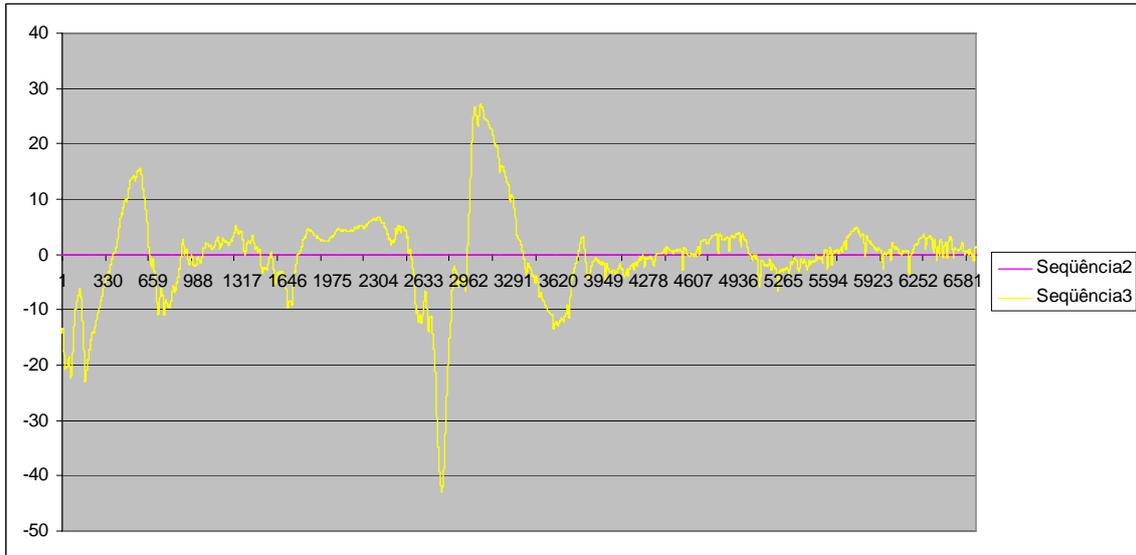


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 9 lingual (análise 1)

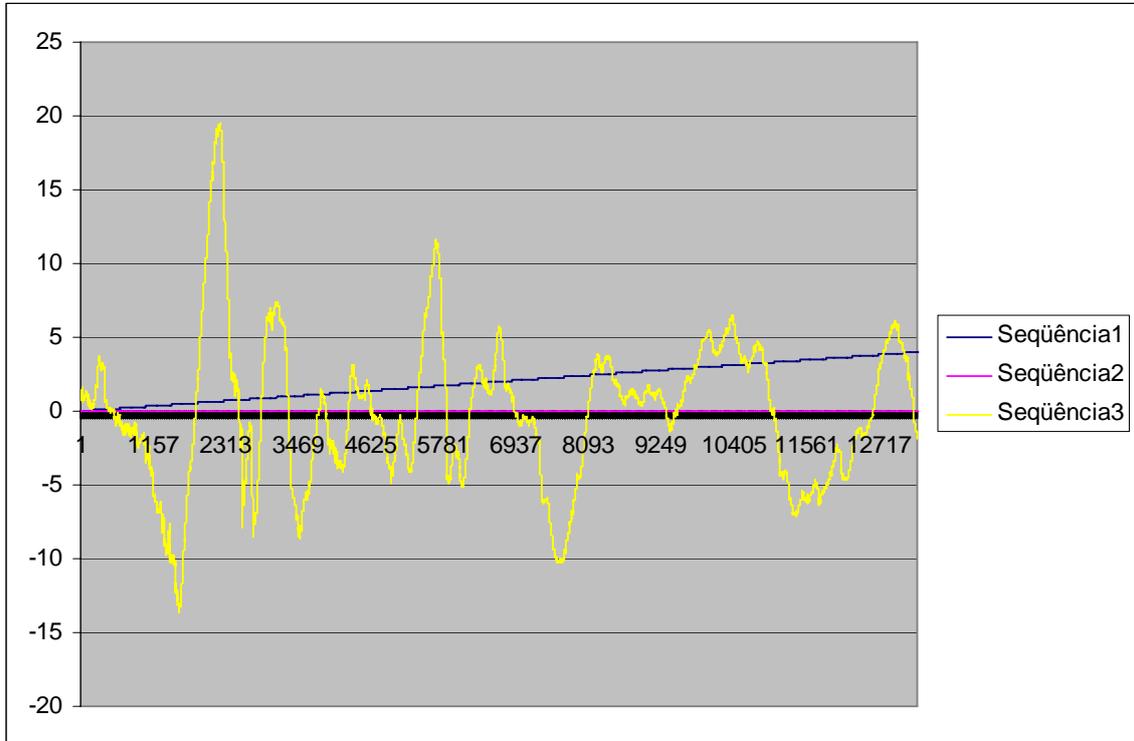
Dados não fornecidos

Dente 9 lingual (análise 2)



ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 9 lingual (análise 1)



Molde 9 lingual (análise 2)

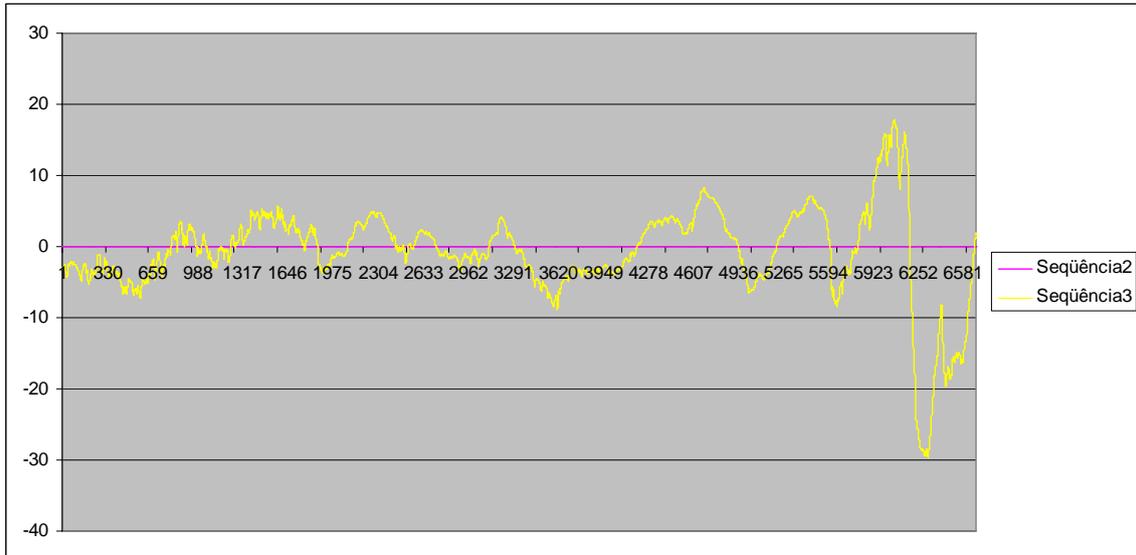
Dente fraturado após o carregamento – não foram feitos moldes para análise 2

ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 9 vestibular (análise 1)

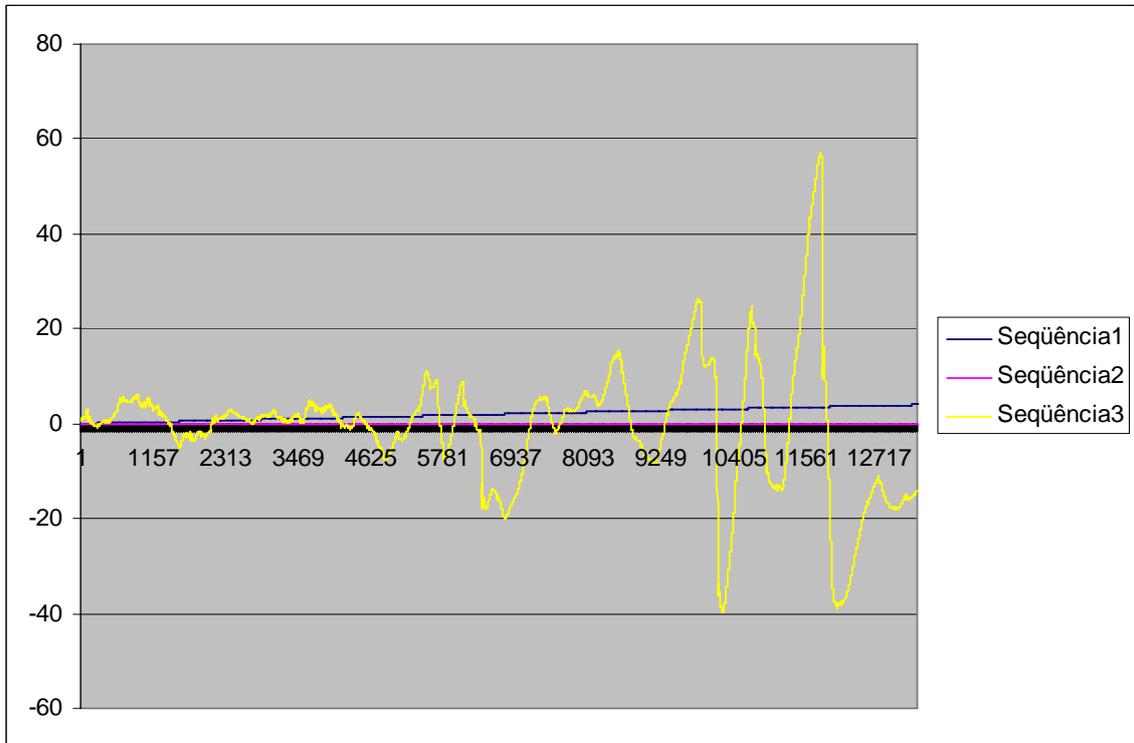
Dados não fornecidos

Dente 9 vestibular (análise 2)



ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 9 vestibular I (análise 1)



Molde 9 vestibular (análise 2)

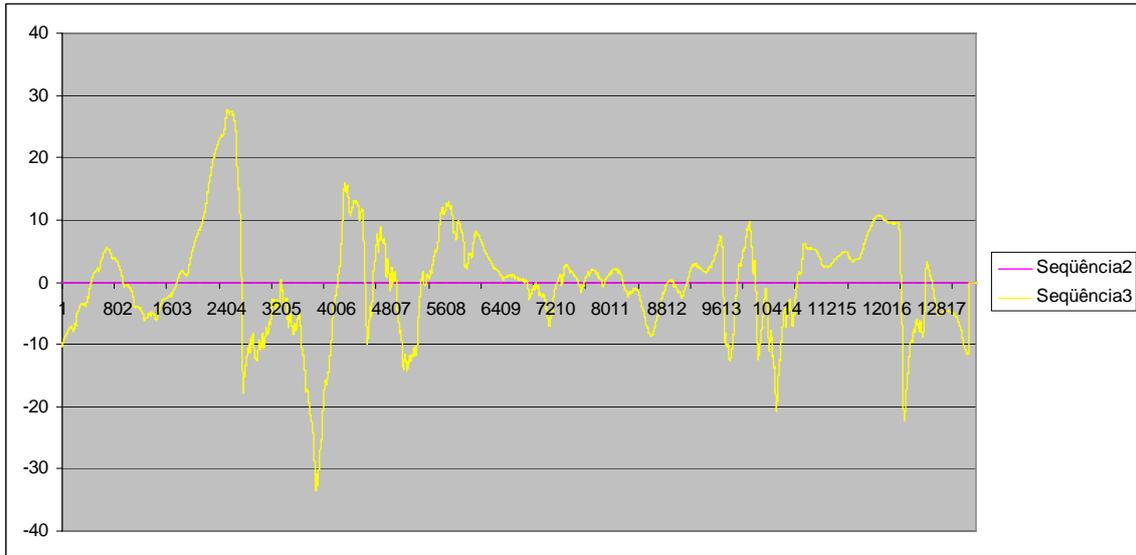
Dente fraturado após o carregamento – não foram feitos moldes para análise 2

ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 10 lingual (análise 1)

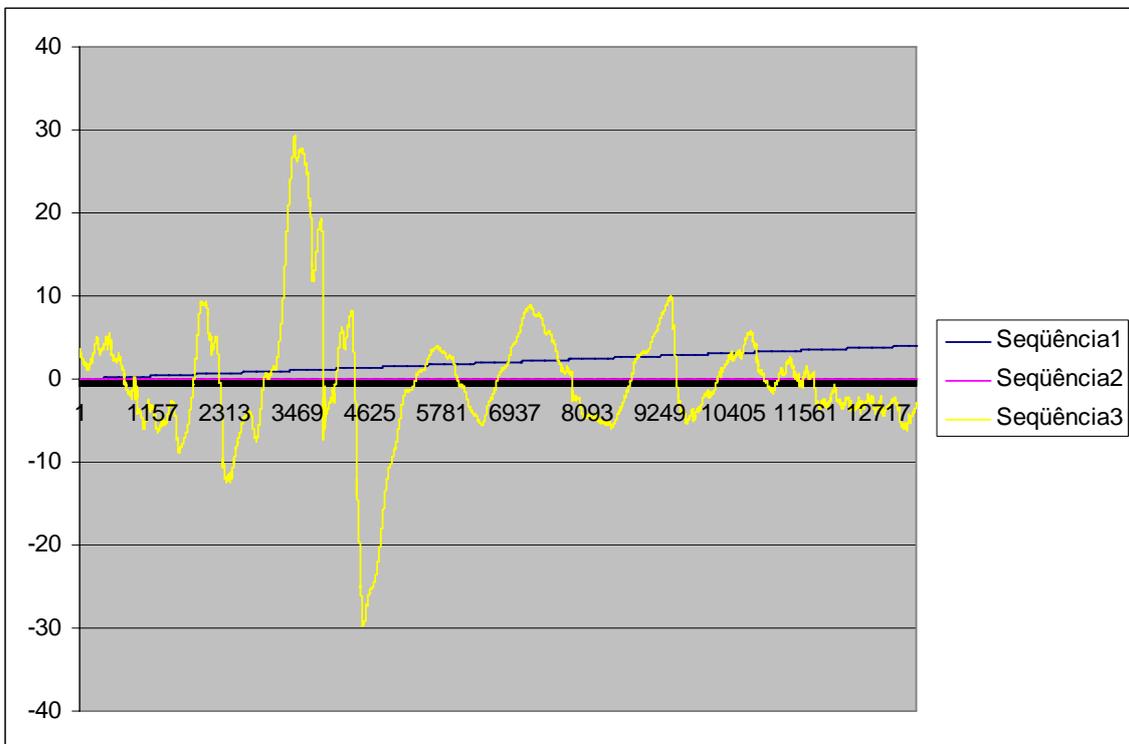
Dados não fornecidos

Dente 10 lingual (análise 2)

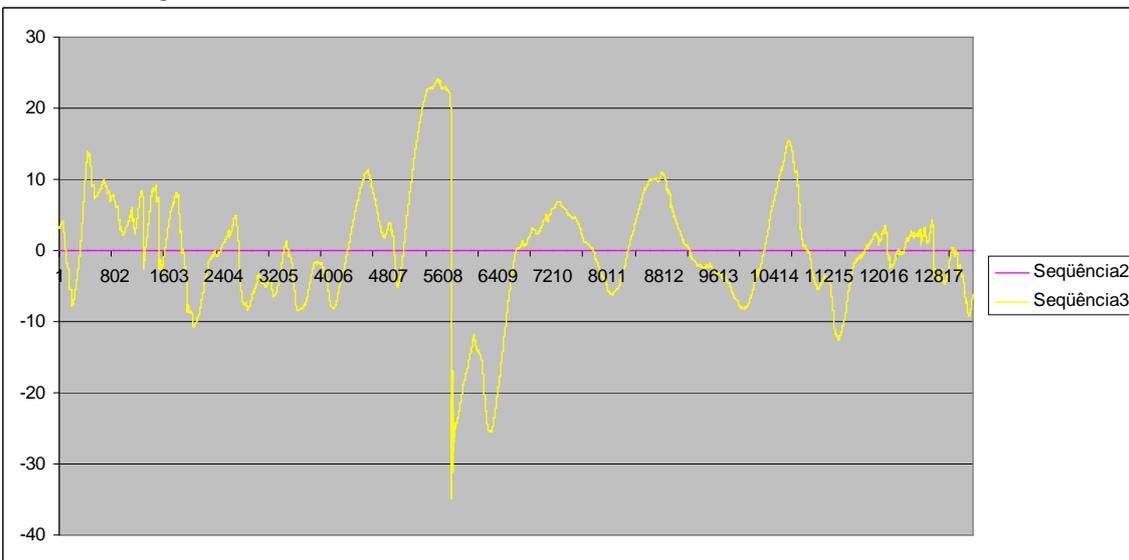


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 10 lingual (análise 1)



Molde 10 lingual (análise 2)

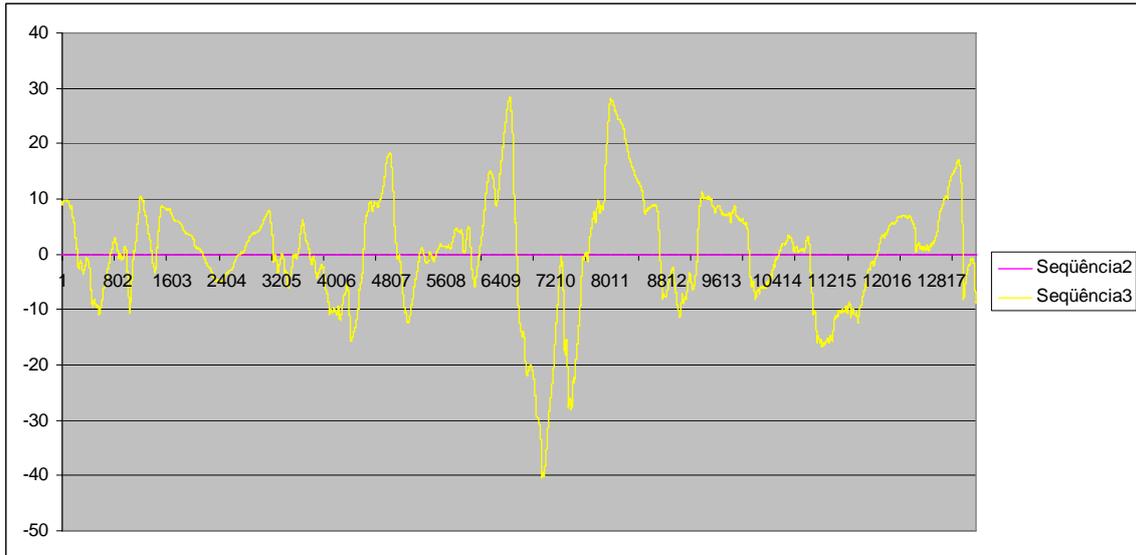


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 10 vestibular (análise 1)

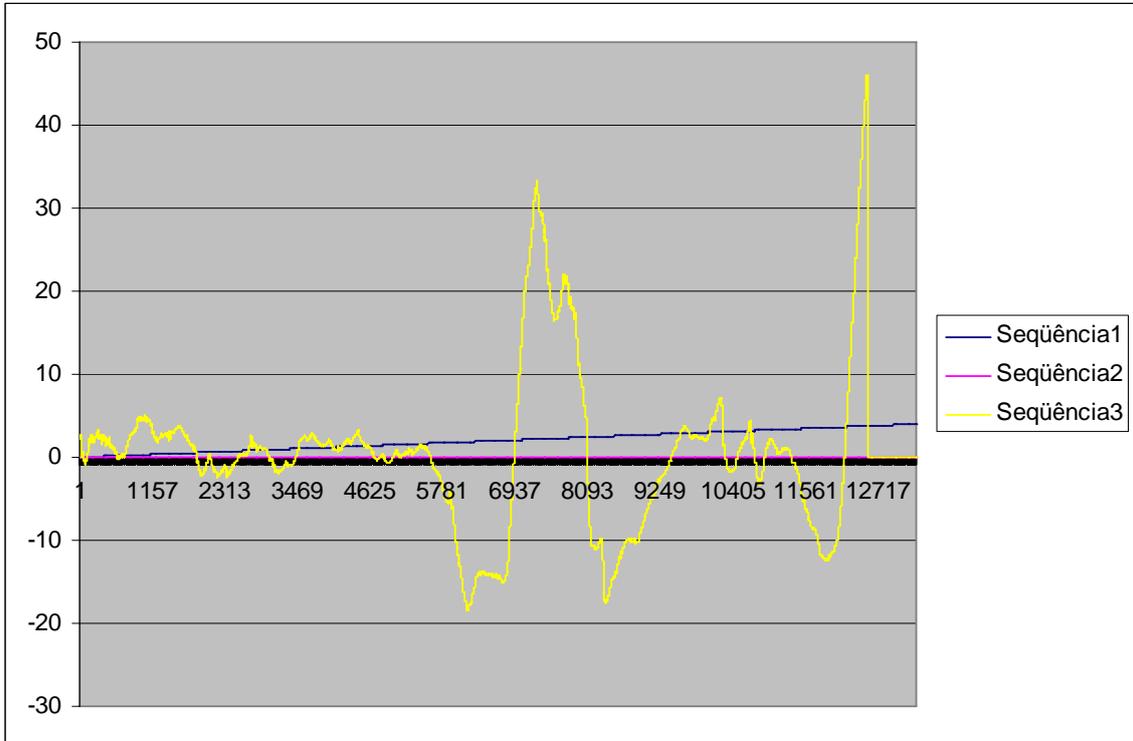
Dados não fornecidos

Dente 10 vestibular (análise 2)

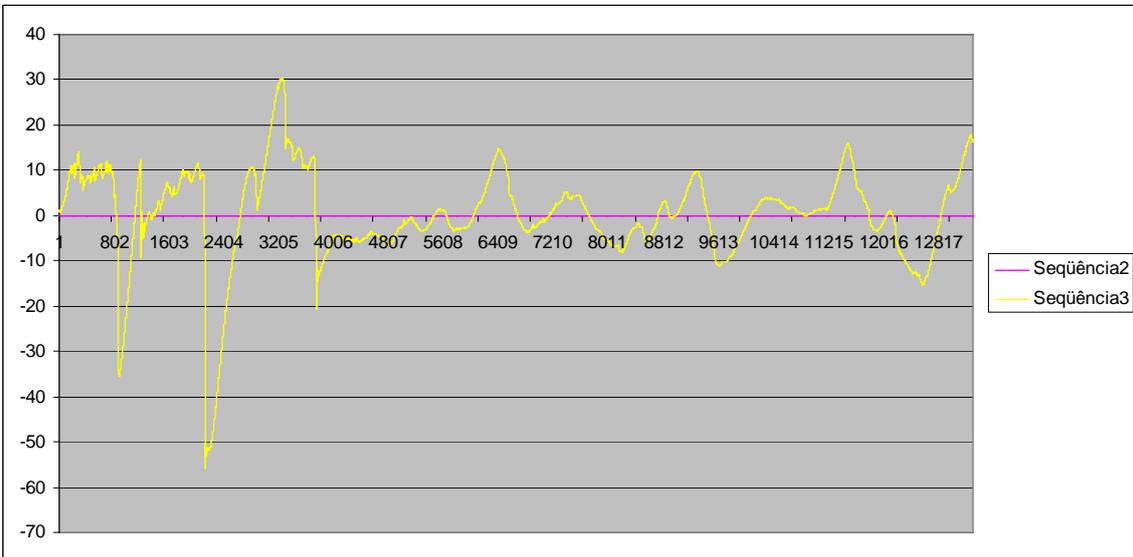


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 10 vestibular I (análise 1)

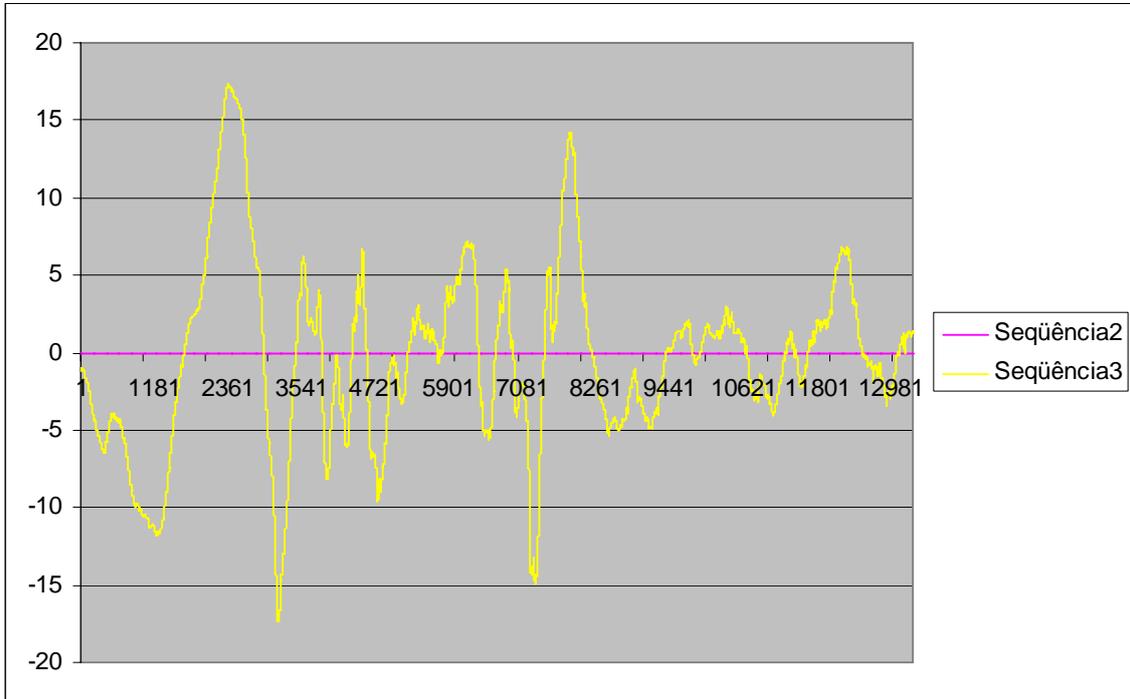


Molde 10 vestibular (análise 2)

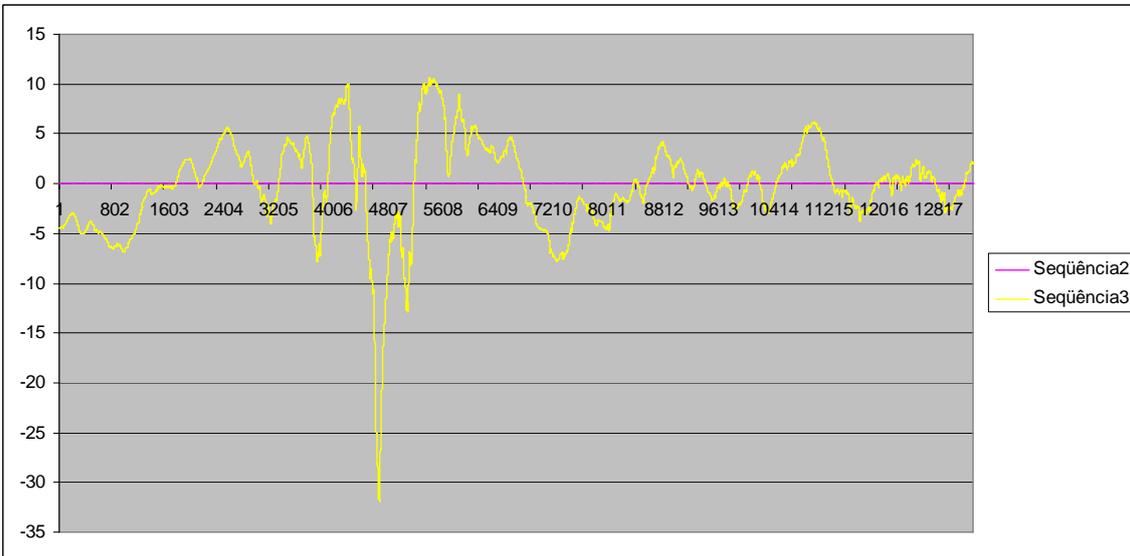


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 11 lingual (análise 1)

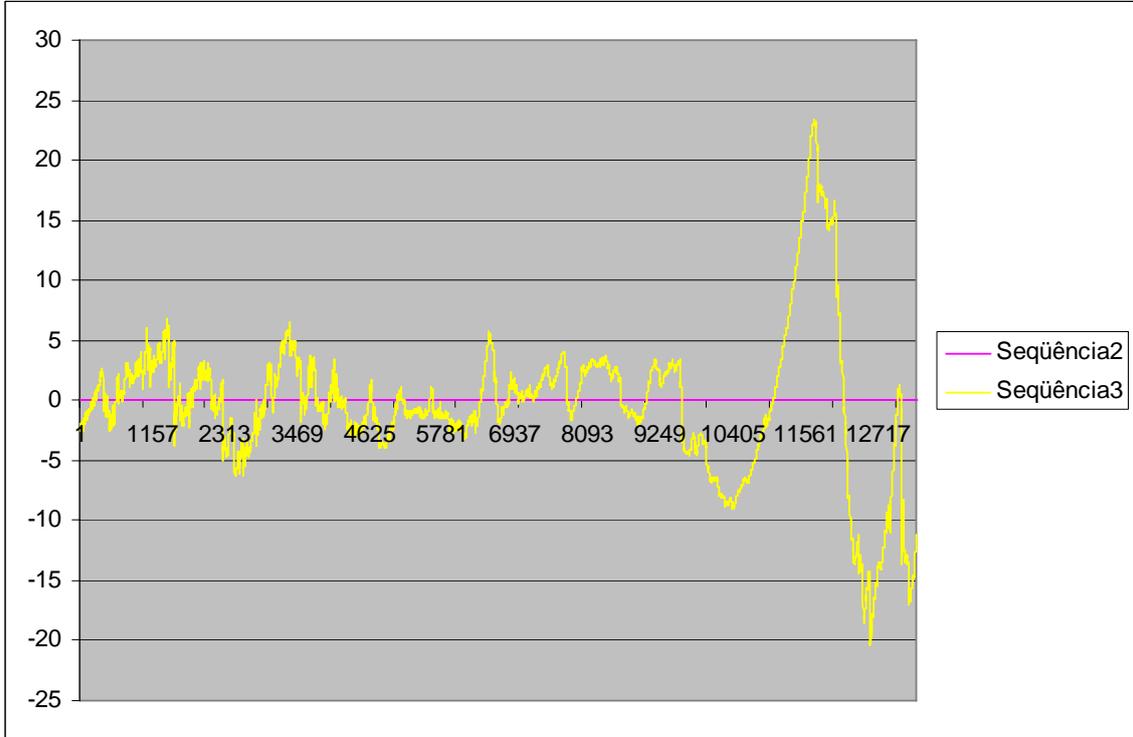


Dente 11 lingual (análise 2)

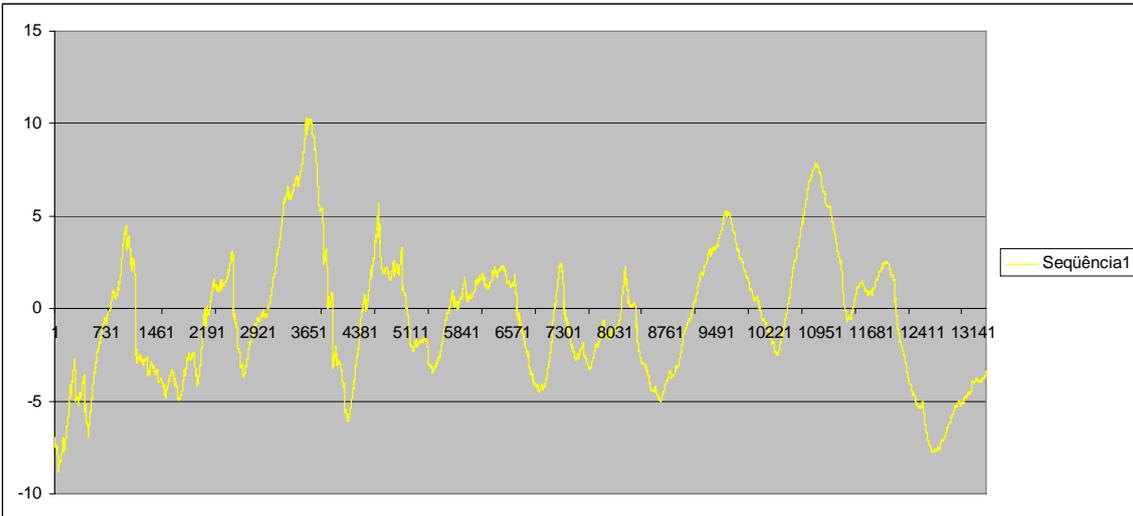


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 11 lingual (análise 1)

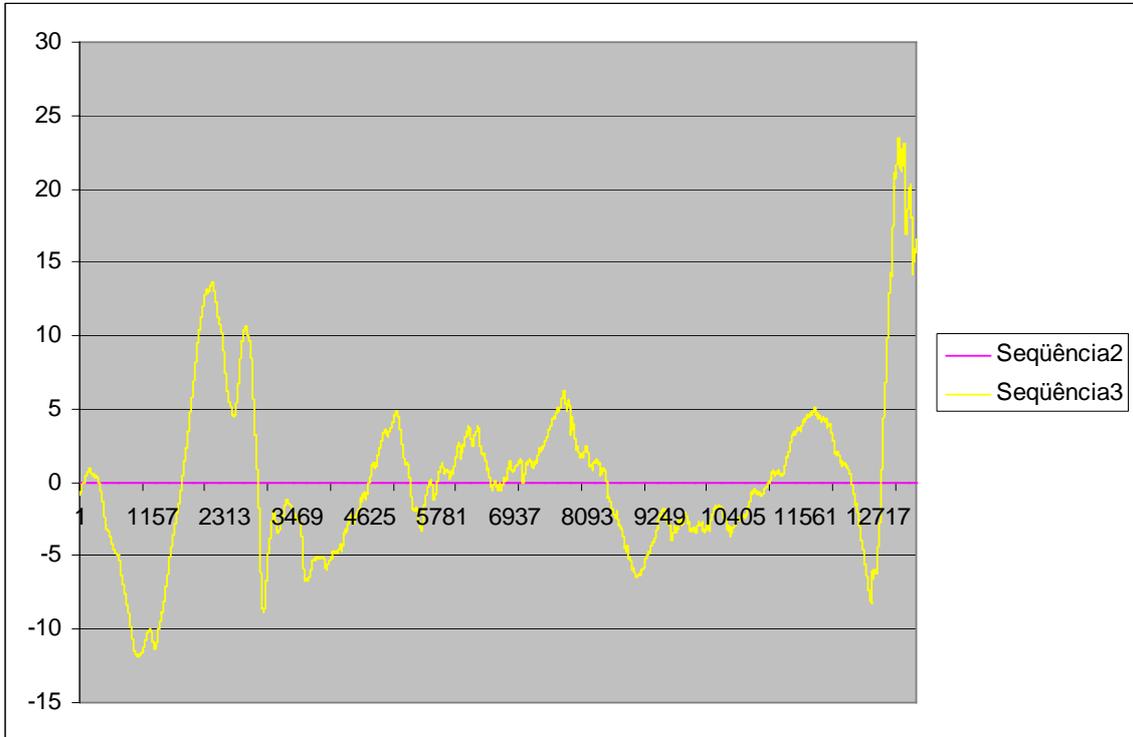


Molde 11 lingual (análise 2)

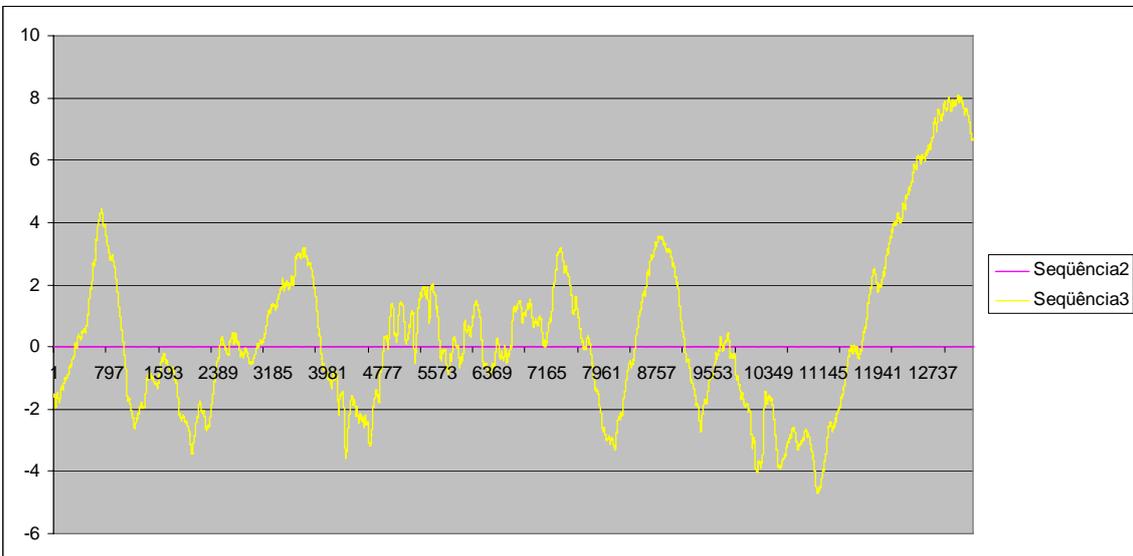


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 11 vestibular (análise 1)

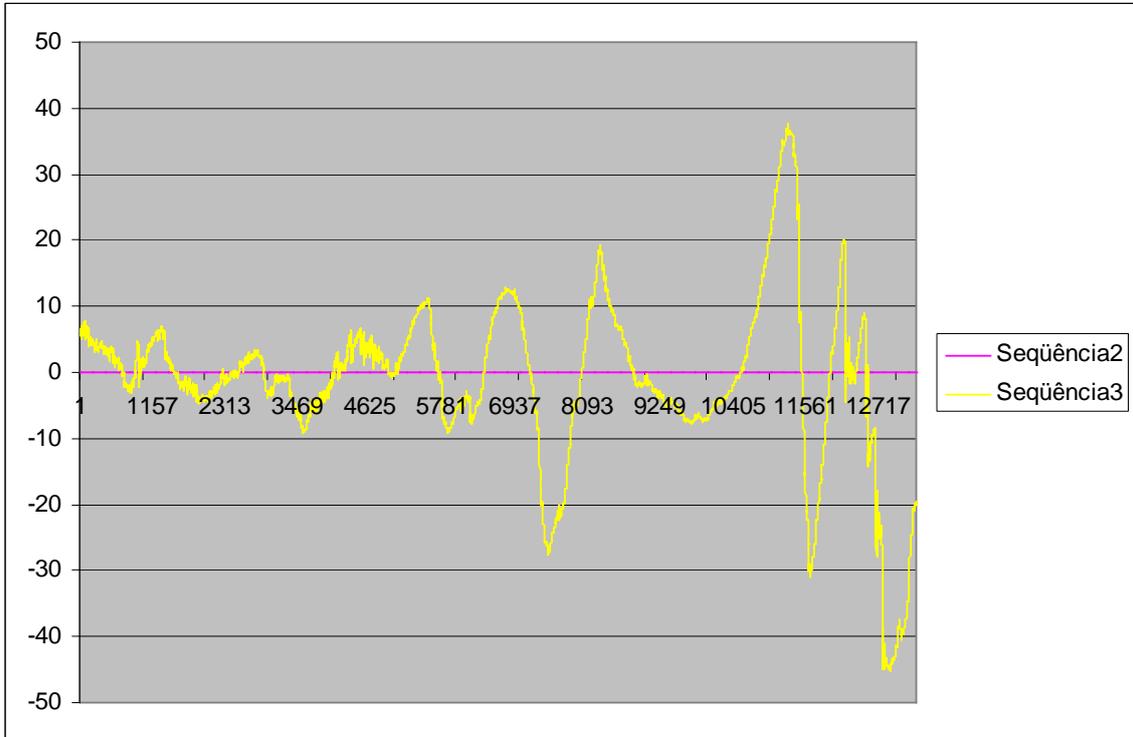


Dente 11 vestibular (análise 2)

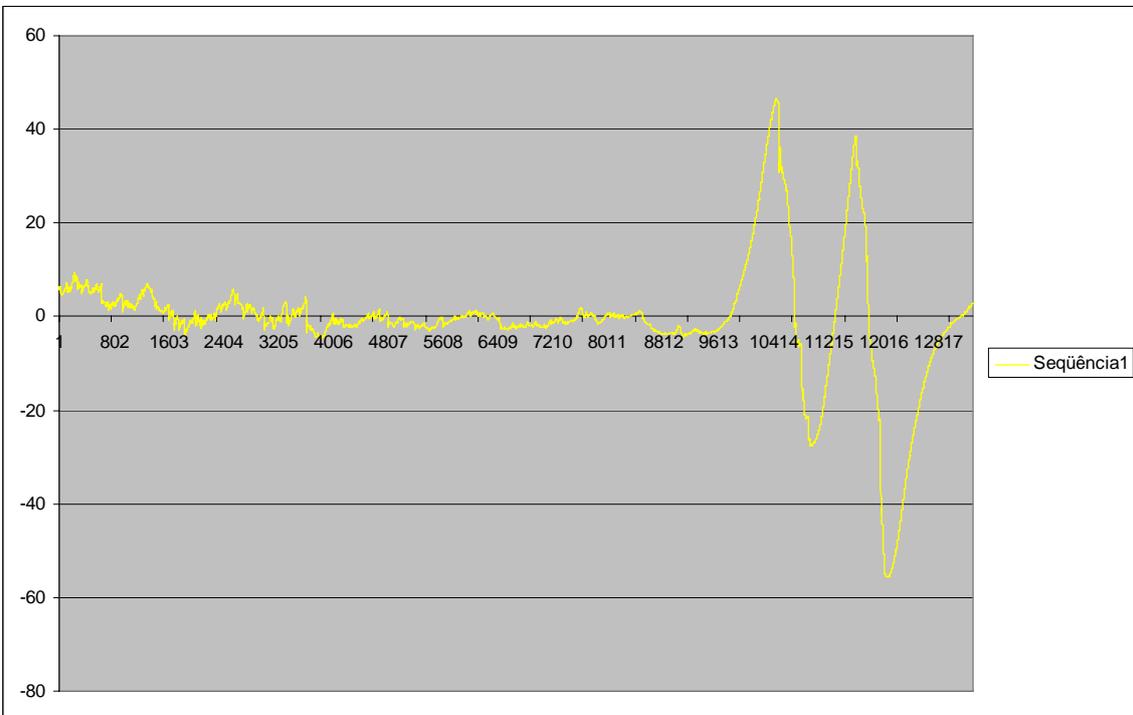


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 11 vestibular I (análise 1)

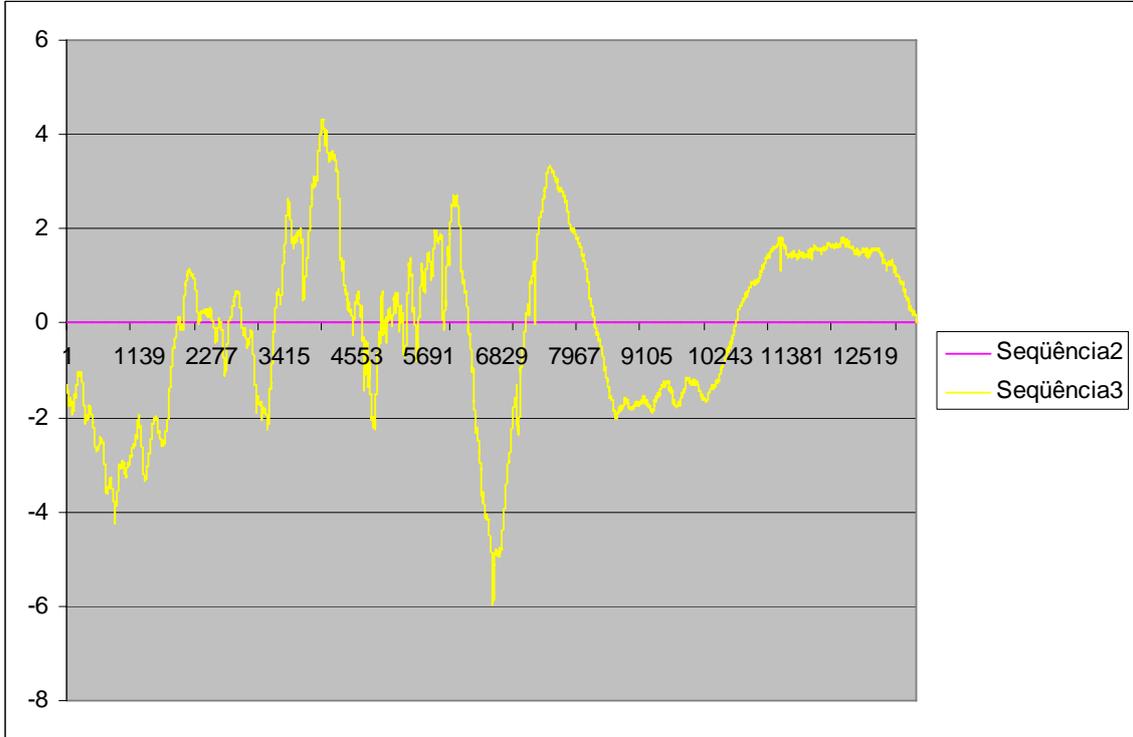


Molde 11 vestibular (análise 2)

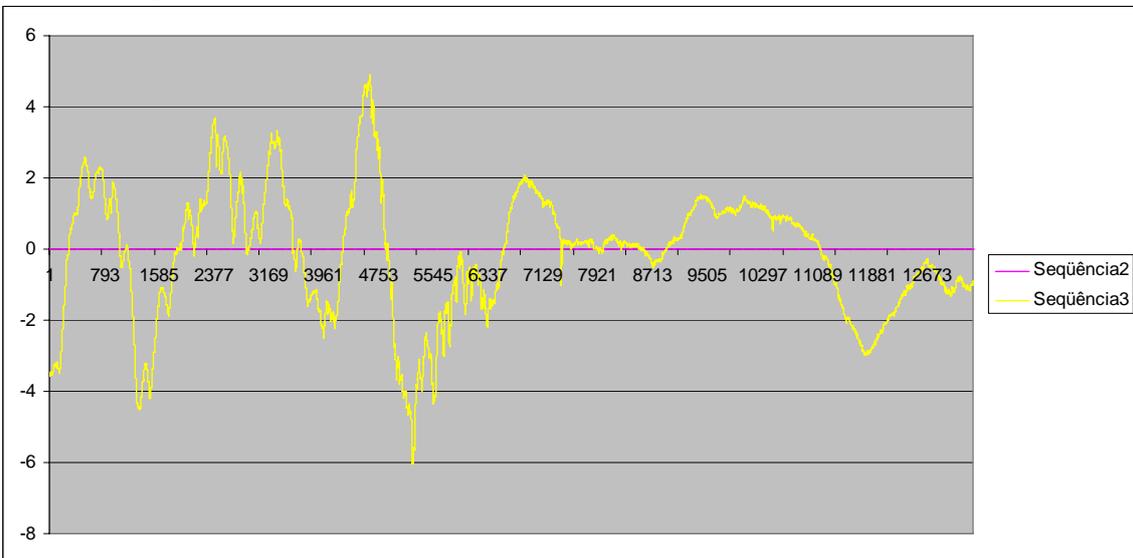


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 12 lingual (análise 1)

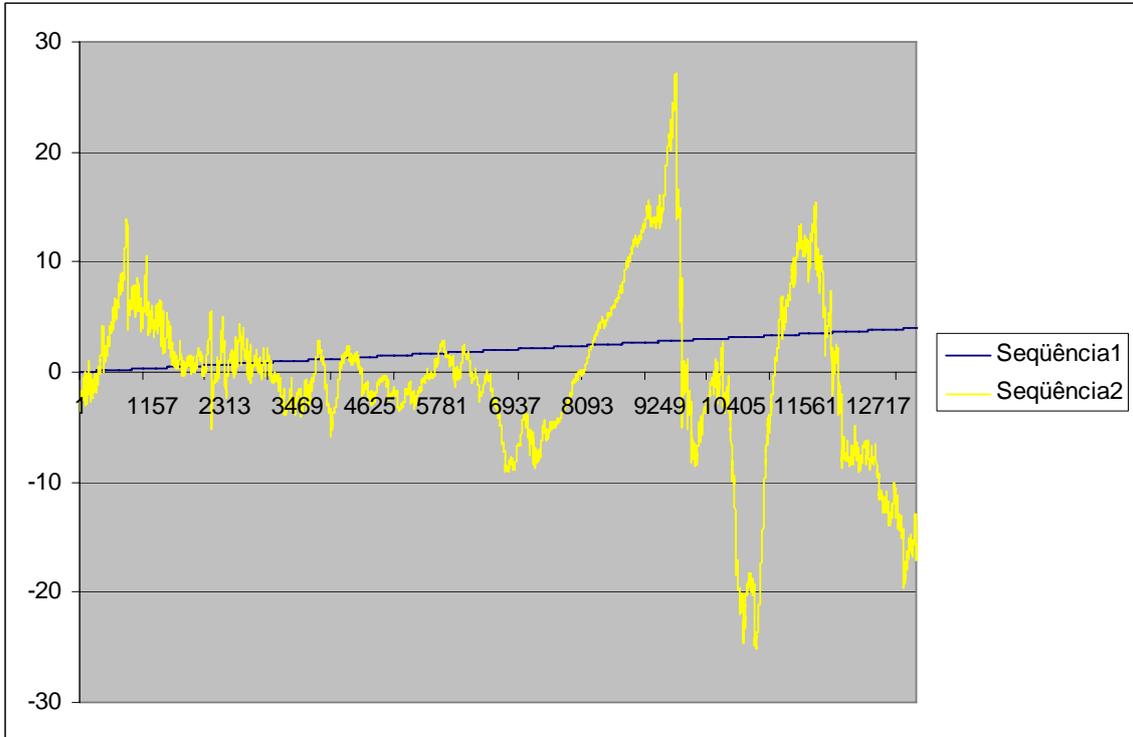


Dente 12 lingual (análise 2)

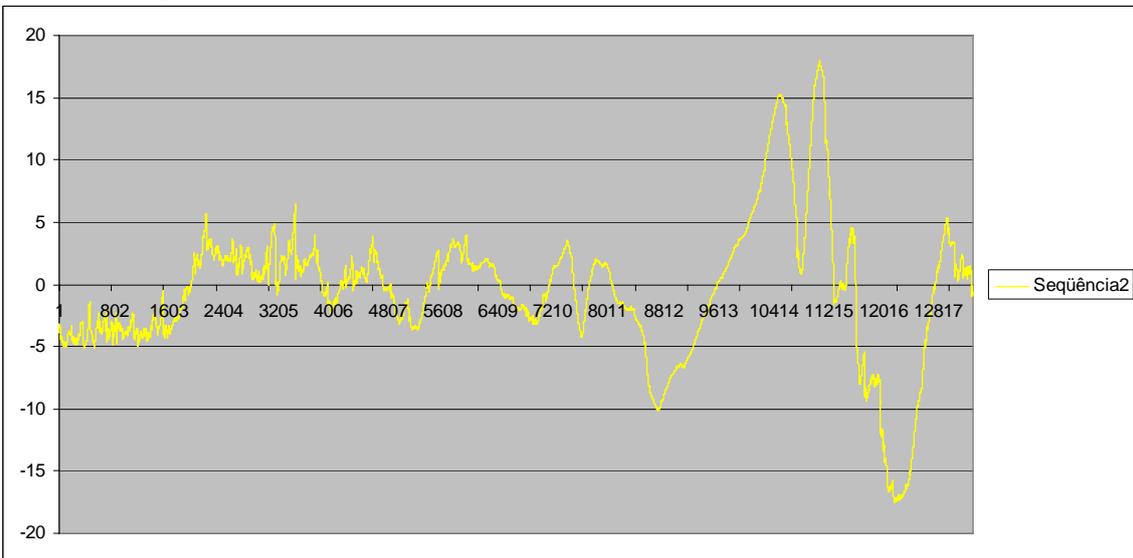


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 12 lingual (análise 1)

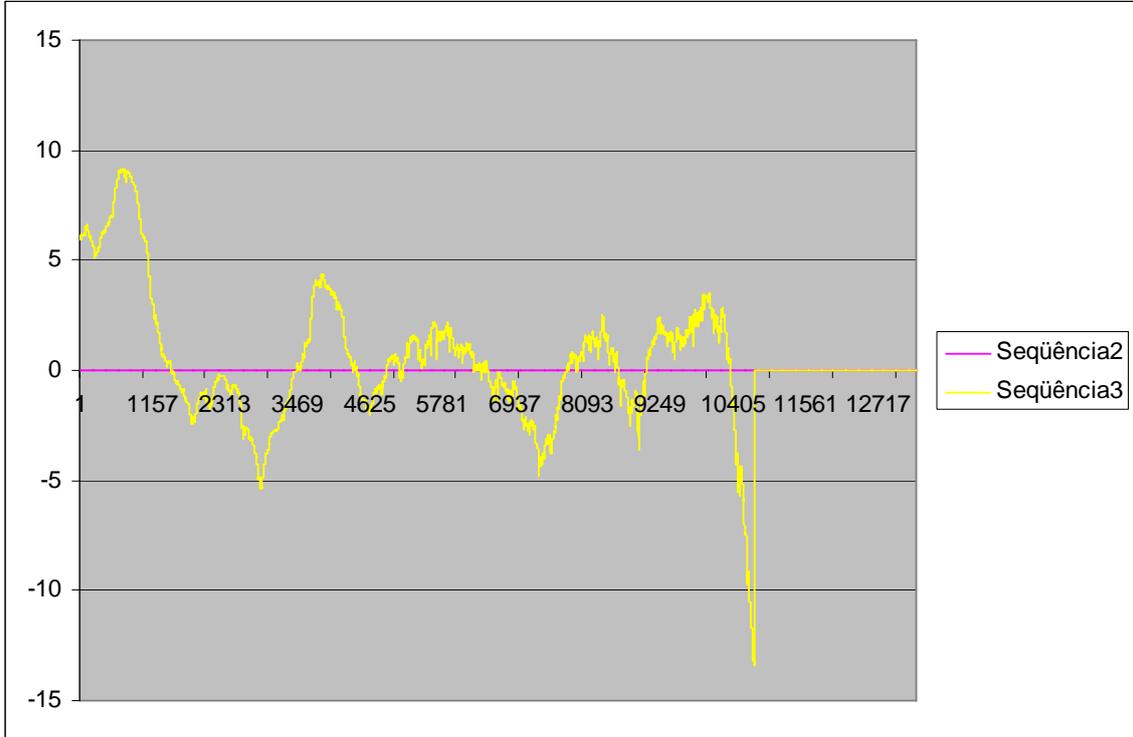


Molde 12 lingual (análise 2)

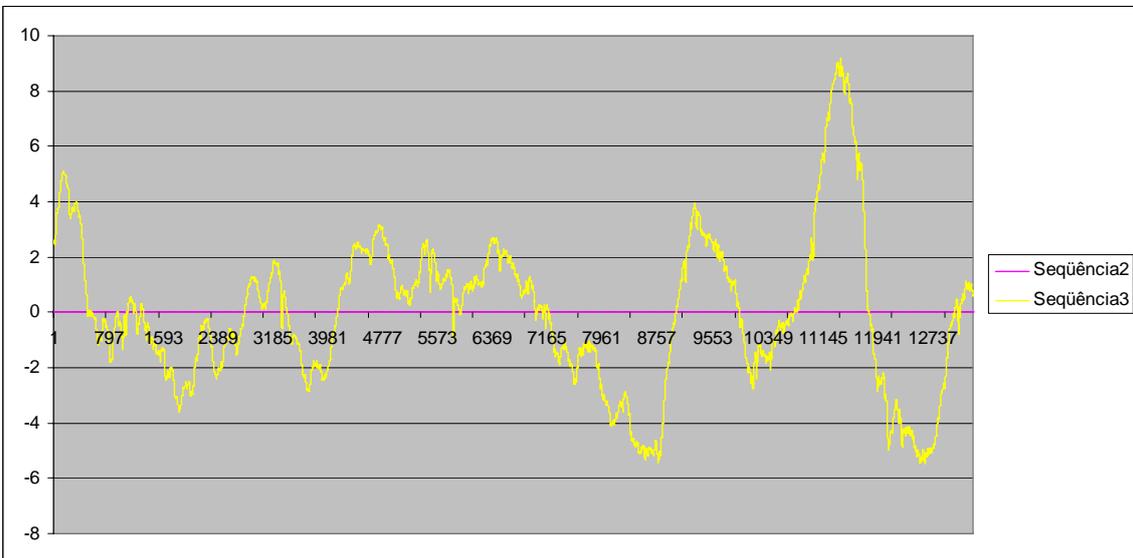


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Dente 12 vestibular (análise 1)

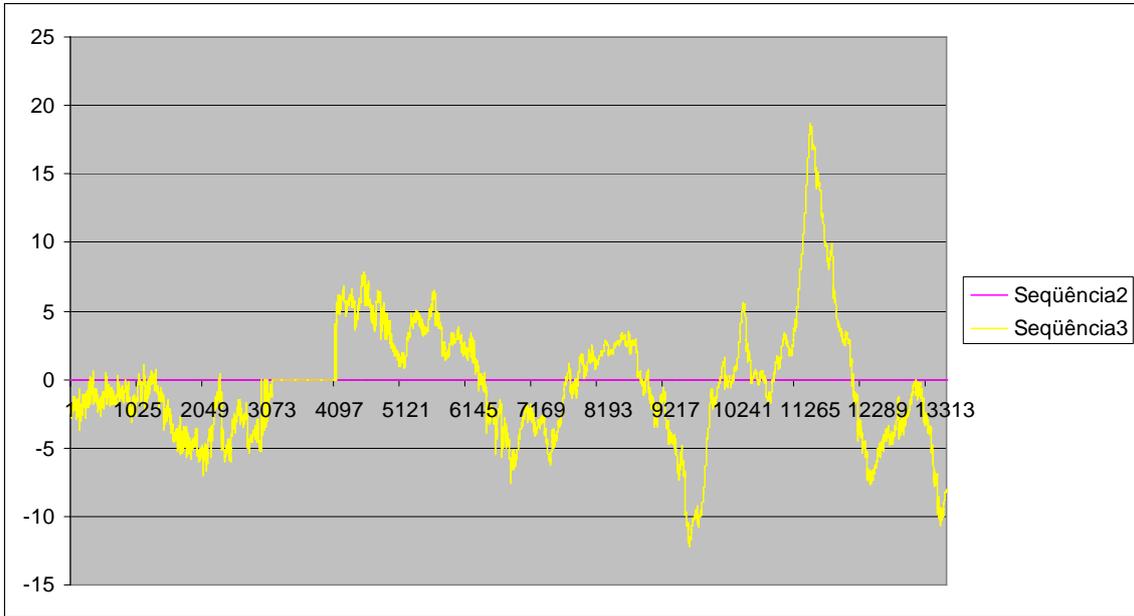


Dente 12 vestibular (análise 2)

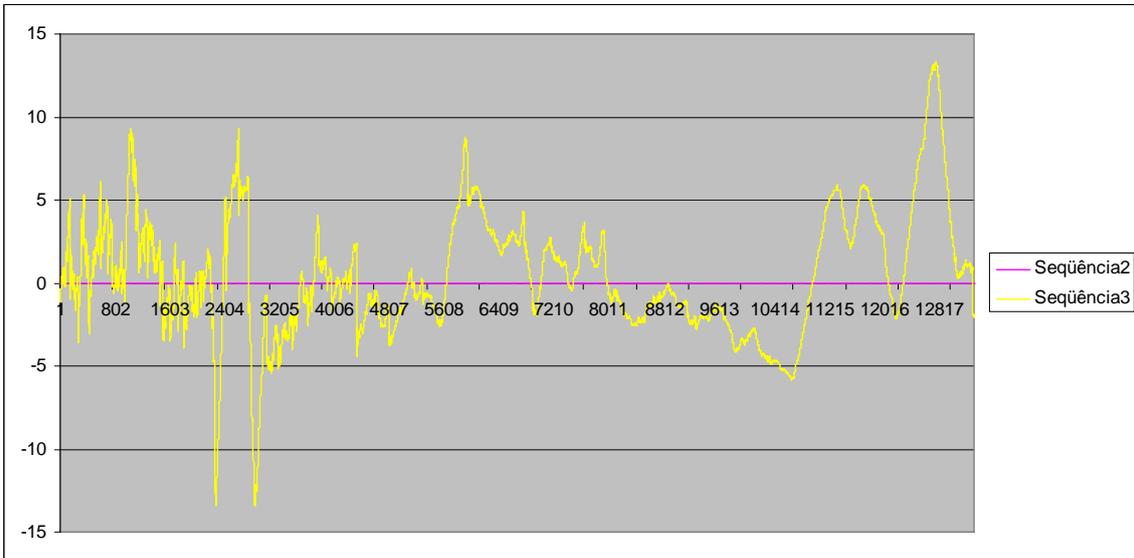


ANÁLISE NO RUGOSÍMETRO

Molde 12 vestibular I (análise 1)



Molde 12 vestibular (análise 2)



ANEXO III

Abaixo as tabelas com os valores de rugosidade total (Rt) e rugosidade média (Ra), otidas a partir da análise da superfície de moldes e dentes antes e depois do teste de carregamento cíclico.

dentes	Análise 1	Análise 1	Análise 2	Análise 2
	lingual	vestibular	lingual	vestibular
1	Ra 3.814 Rt 38.675	Ra 2.48 Rt 24.025	Ra 5.868 Rt 62.025	Ra 2.157 Rt 21.325
2	Ra 1.944 Rt 11.325	Dados não fornecidos	Ra 1.79 Rt 11.7	Ra 2.389 Rt 16.05
3	Ra 3.208 Rt 29.725	Ra 5.099 Rt 48.3	Ra 5.229 Rt 44.863	Ra 6.19 Rt 55.213
4	Ra 2.871 Rt 30.013	Ra 6.172 Rt 47.738	Ra 6.723 Rt 61.125	Ra 3.549 Rt 40.563
5	X	X	Ra 4.487 Rt 68.888	Ra 2.923 Rt 20.263
6	Ra 1.998 Rt 19.65	Ra 3.479 Rt 47.363	Ra 2.496 Rt 33.775	Ra 4.416 Rt 54.388
7	X	X	Ra 4.656 Rt 43.225	Ra 8.867 Rt 56.1
8	X	X	Ra 2.22 Rt 37.337	Ra 1.391 Rt 10.95
9	X	X	Ra 5.156 Rt 69.925	Ra 4.437 Rt 47.438
10	X	X	Ra 6.182 Rt 61.2	Ra 7.591 Rt 68.85
11	Ra 4.344 Rt 34.663	Ra 4.157 Rt 35.337	Ra 3.338 Rt 42.513	Ra 1.983 Rt 12.788
12	Ra 1.547 Rt 10.3	Ra 2.3 Rt 22.538	Ra 1.394 Rt 10.938	Ra 2.123 Rt 14.7

moldes	Análise 1	Análise 1	Análise 2	Análise 2
	lingual	vestibular	lingual	vestibular
1	Ra 4.784 Rt 36.225	Ra 3.622 Rt 25.588	Ra 4.959 Rt 39.788	Ra 2.285 Rt 18.95
2	Ra 2.353 Rt 24.888	Ra 7,136 Rt 26.163	Ra 2.712 Rt 26.163	Ra 6.996 Rt 83.638
3	Ra 3.946 Rt 28.8	Ra 6.004 Rt 40.7	F	F
4	Ra 3.301 Rt 31.538	Ra 6.832 Rt 54.875	F	F
5	Ra 6.556 Rt 66.05	Ra 3.258 Rt 24.313	Ra 8.831 Rt 172.75	Ra 8.971 Rt 79.45
6	Ra 3.92 Rt 32.225	Ra 6.541 Rt 67.6	Ra 3.368 Rt 37.6	Ra 7.899 Rt 49.025
7	Ra 6.781 Rt 59.725	Ra 7.384 Rt 80.975	Ra 9.037 Rt 78.788	Ra 7.903 Rt 79.163
8	Dados não fornecidos	Ra 2.101 Rt 16.288	Ra 2.669 Rt 35.725	Ra 2.623 Rt 22.013
9	Ra 3.38 Rt 33.188	Ra 8.864 Rt 96.688	F	F
10	Ra 6.451 Rt 50.5	Ra 1.899 Rt 15.325	Ra 6.165 Rt 59.038	Ra 7.055 Rt 86.325
11	Ra 3.977 Rt 43.863	Ra 8.226 Rt 83.163	Ra 2.923 Rt 19.1	Ra 6.741 Rt 102.075
12	Ra 5.304 Rt 52.275	Ra 3.557 Rt 30.875	Ra 3.91 Rt 35.525	Ra 2.8 Rt 26.7

ANEXO IV



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
Hospital Universitário Clementino Fraga Filho
Faculdade de Medicina
Comitê de Ética em Pesquisa - CEP

Coordenador:

Alice Helena Dutra Violante
Médico - Prof. Associado

Secretário:

Zuzana Rodrigues da Silva
Professor

Membros Titulares:

- Beatriz Maria Alvim de Herédia
Antropóloga - Prof. Associado
- Carlos Henrique Fernandes Casabongas
Médico - Especialista
- Eliza Regina Ambrósio
Assistente Social - Mestre
- Fídora Wlasyński
Representante dos Usuários
- Luzia da Conceição de Araújo Marques
Enfermeira - Mestre
- Marco Antonio Alves Brasil
Médico - Professor Adjunto
- Mário Teófilo Antonio
Farmacológico - Especialista
- Patrícia Conceição Fernandes
Médico - Prof. Adjunto
- Paulo Fajó Barros
Médico - Prof. Assistente
- Roberto Coury Pedrosa
Médico - Doutor

Membros Suplentes:

- Ana Paula Tímido Roda Picucci
Nutricionista - Professor Auxiliar
- Beatriz Motz Trope
Médico - Doutor
- Carlos Alberto Guimarães
Médico - Prof. Associado
- Cesarinde Assis Martins
Jornalista
- Lucila Helena Lúcia Vieira Azeiteiro
Bióloga - Mestre
- Maria Bernadete Tavares Soares
Representante dos Usuários
- Maria da Conceição Lopes Buarque
Assistente Social
- Maria Inês Oliveira da Silva
Enfermeira
- Michel Jean-Marie Thollet
Sociólogo - Prof. Adjunto
- Natália Henrique Silva Casado
Médico - Professor Adjunto
- Rivas Monte Vamier Rodrigues Almeida
Engenheiro - Professor Adjunto
- Rosi Hubbard
Médico - Prof. Adjunto

CEP - MEMO - n.º 277/09

Rio de Janeiro, 22 de abril de 2009.

Da: Coordenadora do CEP

A (o): Sr. (a) Pesquisador (a): Dra. Adriana Oliveira Braga

Assunto: Parecer sobre projeto de pesquisa.

Sr. (a) Pesquisador (a),

Informo a V. S.a. que o CEP constituído nos Termos da Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e, devidamente registrado na Comissão Nacional de Ética em Pesquisa, recebeu, analisou e emitiu parecer sobre a documentação referente ao protocolo de pesquisa páginas 001 a 038 e seu respectivo Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme abaixo discriminado:

Protocolo de Pesquisa: 117/07 - CEP

Título: "Análise da formação de lesões cervicais não-cariosas (abfração) em dentes humanos submetidos a cargas oclusais cíclicas e ambiente ácido."

Pesquisador (a) responsável: Dra. Adriana Oliveira Braga

Data de apreciação do parecer: 20/04/2009

Parecer: "APROVADO"

Informo ainda, que V. Sa. deverá apresentar relatório semestral, previsto para 20/10/2009, anual e/ou relatório final para este Comitê acompanhar o desenvolvimento do projeto. (item VII. 13.d., da Resolução n.º 196/96 - CNS/MS).

Atenciosamente,


Prof.ª Alice Helena Dutra Violante
Coordenadora do CEP