

Camila de Freitas Gomes

**Avaliação comparativa da rugosidade
superficial e da retenção de placa
bacteriana em abutments empregados
na Implantodontia**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade Federal de
Uberlândia, para obtenção do título
de Mestre em Odontologia, Área de
Concentração em Reabilitação Oral.

Uberlândia, 2006

Camila de Freitas Gomes

Avaliação comparativa da rugosidade superficial e da retenção de placa bacteriana em abutments empregados na Implantodontia

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Denildo de Magalhães.
Co-orientador: Prof. Dr. Geraldo Batista de Melo

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Denildo de Magalhães
Prof. Dr. Paulo Quagliatto
Prof. Dr. César Bataglione

Uberlândia
2006

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Eurípides e Margarida, que além de pais são meus colegas e meu maior exemplo. Obrigado pelo apoio incondicional e pela confiança. A vocês dedico todo o meu amor e minha admiração.

Ao meu irmão Thiago, por sua amizade e incentivo.

Ao Eduardo, por todo seu amor e companheirismo.

AGRADECIMENTOS

Aos Professores Dr. Denildo de Magalhães (meu orientador) e Ms. Helder Henrique Machado de Menezes, por todo conhecimento transmitido, mas principalmente pela amizade e confiança. Muito obrigado;

Ao co-orientador, Prof. Dr: Geraldo Batista Melo, por todo o auxílio ;

Ao Prof. Dr: José Daniel Brasoli de Mello, do Laboratório de Tribologia e Materiais da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, por sua ajuda e orientação;

Aos docentes do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia;

Aos funcionários do laboratório de microbiologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, em especial ao técnico Ricardo;

Ao prof. Ms Sérgio Ricardo de Oliveira por toda a colaboração;

Ao Leonardo Caminoto, pela ajuda nas análises com o interferômetro.

**“Uma caminhada de mil quilômetros começa
com o primeiro passo.”**
(Provérbio chinês)

SUMÁRIO

SUMÁRIO.....	6
LISTAS	
I. Abreviaturas e Siglas.....	7
II. Palavras Estrangeiras.....	8
RESUMO.....	9
ABSTRACT.....	10
1. INTRODUÇÃO.....	11
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	13
2.1 Interações Celulares com Superfícies Duras.....	14
2.2 Influência da Rugosidade Superficial sobre os tecidos moles.....	17
3. PROPOSIÇÃO.....	28
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
4.1 Seleção dos pacientes.....	29
4.2 Confeção das próteses muco-suportada-implanto-retida.....	29
4.3 Tipos de abutments empregados.....	30
4.4 Interferometria a laser.....	31
4.4.1 Leituras através do interferômetro a laser.....	33
4.5 Protocolo clínico experimental.....	34
4.6 Cultura.....	35
4.7 Análise dos dados da interferometria.....	37
4.8 Análises Estatísticas dos Resultados.....	38
5. RESULTADOS.....	39
5.1 Rugosidade Média inicial do componente polido.....	39
5.2 Rugosidade Média final do componente polido.....	41
5.3 Rugosidade Média inicial do componente convencional.....	42
5.4 Rugosidade Média final do componente convencional.....	43
5.5 Resultados da análise estatística.....	45
6. DISCUSSÃO.....	48
7. CONCLUSÃO.....	55
REFERÊNCIAS.....	56
ANEXOS.....	64

LISTAS

I. ABREVIATURAS E SIGLAS

MEC - Matriz Extra Celular

PS - Profundidade de Sulco

EJ - Epitélio Juncional

CTC - Contato de Tecido Conjuntivo

MEV - Microscópio Eletrônico de Varredura

AFM - Microscópio de Força Atômica

μm - Unidade de comprimento (micrometro)

mm - Unidade de comprimento (milímetro)

mm^2 - Unidade de área (milímetro quadrado)

nm - Unidade de comprimento (nanômetro)

% - Porcentagem

$\pm$ - Mais ou menos

α - Nível de Confiabilidade

P - Probabilidade

Kgf - Unidade de Força – carga aplicada (quilograma força)

3D - tridimensional

2D - bidimensional

® - Marca Registrada

Eixo X - eixo das abscissas em um plano cartesiano

Eixo Y - eixo das ordenadas em um plano cartesiano

II. PALAVRAS ESTRANGEIRAS

et al - Abreviatura de “et alii” (e outros)

In vitro - Experimento desenvolvido em ambiente laboratorial

In vivo - Experimento desenvolvido em ambiente clínico ou em seres vivos.

RESUMO

O sucesso da osseointegração também depende da integridade entre os tecidos moles peri-implantares e os componentes protéticos. Região esta que gera um vedamento isolando o meio orgânico do bucal. Para que esta estabilidade exista, é necessário que os tecidos moles exerçam suas funções fisiológicas em um ambiente livre de contaminação bacteriana e inflamação. Considerando que os abutments de titânio são os intermediários mais empregados atualmente para as resoluções protéticas, há que se considerar que sua rugosidade superficial pode vir a interferir no acúmulo de biofilme nestas áreas, com possível desenvolvimento da mucosite ou periimplantite. Buscaremos no presente trabalho caracterizar a rugosidade superficial dos abutments correlacionando-a ao acúmulo de placa bacteriana. Foram avaliados oito pacientes reabilitados com prótese removível muco-suportada implanto-retida utilizando dois implantes, os quais receberam dois tipos de abutments com superfícies diferentes (convencional e polida). As rugosidades médias inicial e final dos abutments foram avaliadas através de um interferômetro a laser, marca UBM, modelo MICROFOCUS EXPERT IV e a presença de microrganismos por meio de culturas bacterianas aeróbias e anaeróbias. Os níveis de rugosidades médias iniciais e finais permaneceram iguais no grupo convencional ($0,26\mu\text{m}$), enquanto que nos componentes polidos aumentou ($0,11\mu\text{m}$ - $0,14\mu\text{m}$). Uma maior quantidade de colônias bacterianas foram observadas no grupo dos componentes convencionais se comparada ao grupo dos componentes polidos. Desse modo, considerando nossos resultados, podemos concluir que o aumento da rugosidade contribui diretamente para uma maior retenção do biofilme sobre os componentes protéticos.

ABSTRACT

The osseointegration success depends on the integrity of the interface between abutment and peri-implant soft tissues. In this region, there is a sealing, which separates the internal and external environment. In order to have this stability it is necessary the realization of soft tissues normal function in an environment without bacteria and contamination inflammatory. Since the titanium abutments are the most user prosthetic resolutions and their sough surfaces accumulate plaque, which may lead to improve mucositis and peri-implantitis. This subject will characterize the superficial roughness of abutments being related to the accumulation of bacterial plaque. Eight patients rehabilitated with overdenture in the lower jaw, using two implants, had received two types of abutments with different surfaces (conventional and polishing) were observed. The average roughness initial and final of abutments had been evaluated through an interferometer the laser, brand UBM, model MICROFOCUS EXPERT IV and the presence of microorganism by means of aerobic and anaerobic bacterial cultures. The initial and final average roughness had remained equal in the conventional group ($0,26\mu\text{m}$), while that in the polishing components it has increased ($0,11\mu\text{m}$ - $0,14\mu\text{m}$). A bigger amount of bacterial colonies had been observed in the group of the conventional components if compared with the group of the polishing components. Considering our results, we can conclude that the increase of the roughness contributes directly towards a bigger retention of plaque on the prosthetic components.

1. INTRODUÇÃO

Profundas mudanças ocorreram na Odontologia com o advento da Implantodontia, dando origem a um novo enfoque ao estudo e a pesquisa, principalmente no que se refere às interações ocorridas entre o biomaterial implantado e a resposta biológica dos tecidos circundantes (ALBREKTSSON *et al*, 1986). TEM CATE, 1985; LINDHE & BERGLUNDH, 1997; consideraram a barreira de tecidos moles peri-implantares como essenciais para o sucesso imediato e longitudinal deste tipo de tratamento. Neste aspecto, estes tecidos relacionam-se com a integridade dos implantes, por atuarem como uma barreira, isolando o meio bucal do osso alveolar.

Assim sendo, para que exista uma adequada relação entre estas estruturas, torna-se também necessário o reconhecimento das características superficiais dos implantes e de seus componentes, tais como os níveis de rugosidade superficial. Ou seja, quanto mais lisa e polida a superfície, menor a retenção de detritos e, conseqüentemente, maior facilidade na sua remoção (KINGLE, 1991).

KONONEN *et al*, 1992 relatou que a topografia superficial dos abutments pode afetar diretamente os modelos celulares, sua orientação, proliferação e função. Crescimentos celulares em substratos sulcados são morfologicamente diferentes se comparados aos crescimentos em superfícies planas ou substratos lisos (HORMIA & KONONEM, 1994).

Dessa forma a literatura propõe uma série de parâmetros a fim de descrever uma topografia superficial tida como adequada. Em trabalhos envolvendo componentes biológicos (QUIRYNEN & LISTGARTEN, 1990; QUIRYNEN *et al* 1990, 1993, 1996, 1996^a), utilizando-se a Rugosidade Média – (**Ra**) como parâmetro, consideraram como limiar o valor de até 0.2µm. Tomando-se estes valores como referência, abutments com **Ra** maiores podem favorecer o acúmulo de placa bacteriana, com possibilidade de desenvolvimento de mucosite e/ou periimplantite. Conseqüentemente, comprometer a zona de osseointegração.

Visando caracterizar a superfície de componentes protéticos empregados em implantes, OLIVEIRA (2005) avaliou diversas marcas comerciais de abutments disponíveis no mercado. Em todos os componentes avaliados foram observados valores de rugosidade média acima do limiar proposto por QUIRYNEN, *et al* 1996.

Considerando as diferentes rugosidades superficiais dos abutments, buscaremos no presente trabalho correlacioná-las ao acúmulo de placa bacteriana.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Em 1981, foi apresentado para o conhecimento da comunidade científica por ADEL *et al*, um acompanhamento longitudinal de quinze anos (1965-1980). Totalizando 2.768 implantes Branemark System instalados em 371 pacientes desdentados, observou-se, após exames anuais, uma perda óssea na ordem de 1,2mm durante o primeiro ano de uso da prótese. Nos anos seguintes, a perda óssea estabilizou-se em 0,1mm ao ano. Os tecidos moles em torno das próteses mostraram-se clinicamente saudáveis, o que levou os autores a concluir que os resultados clínicos apresentados pelas próteses sobre implantes osseointegrados preenchiam os critérios empregados na avaliação.

A partir deste e outros estudos que surgiram, ALBREKTSSON *et al* (1986), propuseram critérios para avaliação da eficácia dos implantes analisados em longo prazo. Os critérios descritos foram: ausência de sinais e sintomas persistentes e/ou irreversíveis de dor, infecção, neuropatias, parestesia ou violação do canal mandibular, perda óssea vertical anual menor que 0,2mm após o primeiro ano de função; ausência de mobilidade clínica do implante, ausência de zona radiolúcida ao exame radiográfico e , baseado neste contexto, uma taxa de sucesso de 85% ao final de cinco anos e de 80% após dez anos. Os autores concluíram que um sistema de implante que cumprir estes cinco critérios terá uma ancoragem para reabilitação em ambos os arcos dentários.

Ainda com o pensamento voltado em obter o máximo de sucesso dos implantes osseointegráveis, muitos trabalhos foram realizados (CHAVRIER *et al*, 1999; DONLEY *et al*, 1991; ERICSON,1995) e, a grande maioria deles, acrescentaram de um bom selamento entre o implante e a cavidade oral. Apesar do aumento no número de trabalhos voltados a este selamento biológico, muitas das definições utilizadas para determinados termos apresentam certa controvérsia, principalmente em relação ao papel da mucosa

peri-implantar, erroneamente denominada por alguns autores de gengiva (JAMES, 1980). A gengiva por definição, faz parte do periodonto de proteção da dentição natural, em que fibras colágenas inserem-se no cimento do dente, diferindo dos implantes onde ocorre um íntimo contato destas fibras com os componentes transmucosos e implante propriamente dito. Apesar destas controvérsias, têm-se dado maior ênfase aos tecidos moles peri-implantares nos últimos anos, pois eles representam um dos fatores mais importantes no sucesso, em longo prazo, dos implantes dentais (CHAVRIER *et al*, 1999; DONLEY, *et al* 1991; ERICSSON, 1995) após consolidação da osseointegração.

Para melhor entendimento e compreensão da revisão da literatura, optou-se em dividi-la por tópicos, abrangendo:

2.1- Interações celulares com superfícies duras;

2.2 - Influência da Rugosidade Superficial sobre os tecidos moles.

2.1 – Interações Celulares com Superfícies Duras

Quando analisamos a similaridade existente entre o tecido mole que circunda o implante e o tecido gengival que rodeia o dente natural, observamos algumas diferenças desfavoráveis para os implantes. A maior diferença é a ausência das fibras de Sharpey entre o tecido conjuntivo e o implante (JAMES, 1980). Tal diferença não apenas diminui a eficiência do sistema de suporte como também compromete os mecanismos de defesa peri-implantar (McKINNEY *et al*, 1985), que se baseiam primeiramente na qualidade adesiva do epitélio juncional. Além dessas diferenças, podemos citar também a morfologia do tecido conjuntivo supra-alveolar presente ao redor dos intermediários dos implantes, pois são ricos em colágenos e pobres em fibroblastos e vasos sanguíneos, assemelhando-se a uma cicatriz. Com isso, o tecido conjuntivo peri-implantar, devido à escassez de vasos sanguíneos, apresenta uma resposta inflamatória menos efetiva frente a agentes

agressores, permitindo que a lesão alcance o tecido ósseo subjacente muito mais rápido do que comparado ao que ocorre no tecido periodontal, onde a lesão inflamatória pode ficar contida no tecido mole por muito mais tempo (CHAVRIER *et al*, 1999; ERICSSON, 1995; GOULD *et al*, 1984).

Com objetivo de estudar a anatomia do tecido mole peri-implantar, uma série de estudos (BRUNETTE *et al*, 1992) utilizando diferentes modalidades de microscopia foram realizados. Em 1984, GOULD *et al*, mostraram que implantes de titânio colocados nos maxilares de indivíduos edêntulos têm uma alta previsibilidade, quando analisados em longo prazo. Isto fez com que os autores atribuíssem este sucesso a capacidade do epitélio oral em aderir-se ao intermediário do implante da mesma maneira que a gengiva adere-se ao dente, ou seja, via hemidesmosomas. Desta forma, foi concluído que este selamento é o responsável pela proteção da área de osseointegração, advinda da combinação do epitélio com o tecido conjuntivo gengival (LAVELLE, 1981). O rompimento deste selamento, em decorrência da colonização bacteriana, pode resultar em periimplantite e posteriormente até na falha do implante (GUY *et al*, 1993).

Em 1989, CHEROUDI *et al*, mostraram que a topografia superficial de intermediários de implantes dentais influenciam na adesão do epitélio juncional e tecido conjuntivo peri-implantar. Neste estudo os autores utilizaram intermediários fissurados superficialmente, cujas profundidades das mesmas variavam entre 3 e 22µm. Estes componentes foram então colocados em meio de cultura celular e, a partir disso, partiu-se para a análise dessa relação. Foi observado que, as células epiteliais, se encontravam firmemente aderidas às fissuras de profundidade entre 3 e 10µm, enquanto que os fibroblastos e seus núcleos foram encontrados no interior de fissuras com profundidade de 22µm e apenas uma cápsula de tecido conjuntivo foi encontrada em fissuras de 3µm. Este trabalho fez com que os autores concluíssem que a topografia superficial pode influenciar na adesão dos diferentes tipos celulares.

Já no ano de 2000, HERMANN *et al*, estudaram a junção peri-implantar de implantes de titânio carregados e não carregados, ambos analisados histometricamente em mandíbula canina. Em cães foxhounds, 69 implantes foram instalados. O grupo com cães sem carga foram sacrificados com 3 meses após a instalação dos implantes, enquanto que aqueles que receberam carga através de restaurações de ouro foram sacrificados com 3 e 12 meses de carregamento. Secções histológicas não-descalcificadas foram analisadas histometricamente medindo as dimensões de profundidade de sulco (PS), junção epitélio (EJ) e contato de tecido conjuntivo (CTC). Avaliações histométricas revelaram que mudanças com os compartimentos teciduais (OS,EJ,CTC) ocorreram sobre o tempo ($p<0,05$). A profundidade de sulco teve uma média de 0,49mm e 0,50mm após 3 e seis meses de cicatrização, mas após 15 meses foi 0,16mm, significativamente diferente. Similarmente, a extensão do epitélio juncional após 3 e 6 meses de cicatrização foi 1,16mm e 1,44mm, respectivamente, e estes valores forma significativamente diferentes das medidas realizadas após 15 meses (1,88mm). A área de tecido conjuntivo mostrou algumas diferenças em determinados locais de 3 meses de cicatrização (1,36mm) que foi significativamente diferente de outras áreas após 6 e 15 meses, com valores de 1,01mm e 1,05mm respectivamente. Interessantemente, a soma de PS,EJ e CTC, formando a distancia biológica, não aumentou no período de observação ($p>0,05$). Estes dados mostraram que a distancia biológica foi fisiologicamente formada e estruturalmente estável durante o tempo de estudo. Os autores concluíram que a dinâmica dessas áreas ocorreu, porém, com a manutenção da dimensão total da distância biológica.

Confirmando achados anteriores sobre a anatomia peri-implantar, porém em um estudo em humanos, SHIERANO *et al*, em 2002 investigaram o selamento do tecido conjuntivo gengival e sua organização espacial juntamente com fibras colágenas. Este estudo foi realizado por um longo período, com implantes carregados há pelo menos um ano, seja com próteses fixas ou com overdentures. Além disso, estes implantes deveriam ter como pré-requisito

abutments lisos rodeados de tecido conjuntivo supra ósseo. As observações histológicas do tecido conjuntivo mostraram-se com grande quantidade de fibras colágenas, organizadas em feixes e em constante rearranjo espacial, confirmando os achados de estudos em animais. O microscópio de contraste de fase revelou que os feixes de colágeno não foram orientados de forma randomizada, mas sim organizados em três sistemas maiores: Fibras circulares, fibras longitudinais e fibras oblíquas. Fibras inseridas radialmente na superfície do abutment, similar àquelas encontradas no sistema periodontal, não foram encontradas nestes casos, já que estas tem sido descritas como específicas de superfície de titânio rugosas. Os autores não observaram qualquer diferença na anatomia peri-implantar de implantes carregados com prótese fixa ou mesmo tipo overdenture.

2.2- Influência da Rugosidade Superficial sobre os tecidos moles.

WAERHAUG *et al*, em 1956, avaliaram o efeito da rugosidade superficial sobre o tecido gengival. Para isso, o esmalte foi tratado com ponta diamantada para se conseguir uma superfície rugosa e, conseqüentemente, alterar o processo de retenção de placa. Com este intuito, no lado teste onde houve desgaste, a higienização foi realizada, ao contrário do controle em que não ocorreu. Após análise subgengival destas regiões, os autores observaram que, no lado teste verificou-se uma completa readaptação da nova adesão epitelial à superfície em muitas áreas. Concluíram então que a rugosidade, artificialmente produzida, por si só não gera qualquer efeito de irritação sobre as células epiteliais, provando que não é rugosidade que irrita o epitélio e sim as bactérias que nelas se aderem, juntamente com suas toxinas.

Baseado em evidências anteriores, estudos subseqüentes como o de TURESKY *et al*, em 1961, permitiram relacionar a rugosidade superficial com o desenvolvimento da placa bacteriana, porem não somente no esmalte dentário, mas em outras superfícies duras da cavidade oral como dentes e restaurações. Consequente a estas afirmações, outros trabalhos foram executados de forma

comparativa, envolvendo os diversos materiais utilizados pela odontologia para restaurações dentárias. Isto permitiu que os autores concluíssem que quanto maior o índice de rugosidade maior seria a facilidade de retenção da placa bacteriana, sugerindo, então, a necessidade de um melhor acabamento possível das restaurações (DE WET *et al*, 1980; KEENAN, *et al*, 1980).

De posse dessas afirmações e comprovado a existência de uma interação entre rugosidade superficial e a formação da placa bacteriana, e que esta é o agente etiológico primário da doença periodontal e peri-implantar, deu-se início a busca de como esta interação pudesse acontecer. Visando um melhor entendimento de todo esse processo de colonização, estudos começaram a descrever a forma com que as bactérias presentes na cavidade bucal se relacionavam com as estruturas periodontais. COSTERTON, em 1978 descreveu que a adesão bacteriana não é um processo que acontece de forma randomizada, pois são organizadas em colônias conhecidas como biofilme. Um biofilme pode ser definido como uma população microbiana associada com polímeros extracelulares formados em uma interface com numerosas superfícies (CHARACKALIS *et al*, 1990).

Uma série de trabalhos confirmaram estes achados, como aquele desenvolvido por DEPORTER *et al*, 1988, em que estudaram os dados quantitativos e qualitativos de um trabalho publicado anteriormente pelos mesmos autores sobre uma avaliação histológica de um sistema de implantes fabricados com liga de titânio (Ti-6Al-4V) e que possuíam uma superfície porosa, cuja configuração de poros variava entre 50 e 200µm. Tomando como base essa superfície e sua geometria, ela também foi estendida até a porção apical do intermediário, com o objetivo de ganhar inserção de tecido conjuntivo. Os dados histológicos qualitativos indicaram que ocorreu ganho de inserção na maioria dos implantes (22 dos 32). Apesar desse ganho expressivo, ocorreu uma contaminação bacteriana que resultou em perda de implante (4) ou sugerindo sua futura (18). Com isso, os autores concluíram que mesmo o ganho de inserção apresentado pelos implantes que não contaminaram, deve-

se contra-indicar a utilização de superfícies rugosas com o objetivo de se conseguir inserção de tecido conjuntivo, pois a contaminação bacteriana gerada passa a ser mais prejudicial que o possível benefício adquirido.

A partir destes achados e sedimentado o conceito sobre a colonização bacteriana, iniciou-se uma continua busca de fatores que pudessem influenciar tais eventos, sendo proposto duas razões para explicar esta correlação: a facilidade inicial de colonização nas profundidades quando da presença de irregularidades superficiais e a dificuldade de remoção completa da placa presente nos picos e vales das superfícies, com facilidade de reacúmulos (LIE, 1979; QUIRYNEN *et al*, 1990).

Com isso, uma série de estudos sobre tais interações foram desenvolvidos e QUIRYNEN *et al*, em 1989 e 1990, avaliaram a influência da energia livre de superfície no crescimento da placa bacteriana em humanos. Quatro diferentes materiais com diferentes energias livres de superfície foram utilizados: teflon (20erg/cm²), parafilme (26 erg/cm²), acetato de celulose (57 erg/cm²), e esmalte dentário (88 erg/cm²). Tira dos três primeiros materiais foram implantados na superfície vestibular de incisivos centrais e laterais superiores. O crescimento da placa foi avaliado em 3,6 e 9 dias. Os resultados demonstraram que a aderência de microorganismos no substrato foi influenciada pela energia livre de superfície, pois pouca placa se acumulou sobre materiais de baixa energia livre. Os autores concluíram que a rugosidade superficial tem uma maior importância no acúmulo de placa bacteriana que a energia livre, sendo assim determinante na adesão bacteriana.

Analisando a influência dessa rugosidade sobre a resposta tecidual, SENNERBY *et al*, 1989 estudaram esta característica frente à utilização de “cover screws” novas e reutilizadas. Estas tampas de coberturas usadas clinicamente foram lavadas em soro fisiológico ou ultra-som e, em seguida esterilizadas. Ambas as tampas foram analisadas pelo microscópio de varredura e implantadas na parede abdominal de ratos por 6 semanas.

Independente do processo de lavagem e esterilização, a cabeça da tampa reutilizada foi coberta por numerosos contaminantes não presentes nas tampas novas. A resposta tecidual frente às tampas reutilizadas foram caracterizadas por uma significativa cápsula fibrosa, além de um considerável número de macrófagos. Os autores concluíram que o manuseio desses parafusos durante sua inserção e remoção causa defeitos na sua superfície, gerando uma grande dificuldade de serem limpos, produzindo então uma resposta tecidual indesejável.

Outro estudo realizado por RAPLEY *et al*, 1990 analisaram o efeito superficial de diversos instrumentos utilizados para a higienização de intermediários de titânio. Neste experimento, foram utilizados 10 intermediários do sistema Branemark, analisados em microscópio eletrônico de varredura. Após a realização dos procedimentos de higienização, os autores observaram que a taça de borracha aplicada em associação com pó de pedra pomes criou uma superfície mais lisa do que o grupo controle; já a escova interdental, escova de nylon macia, cureta plástica, sonda plástica Eva, taça de borracha e *cavi-jet* deixaram a superfície comparável ao grupo controle enquanto curetas metálicas e *cavitron* criaram uma superfície severamente rugosa.

MCCOLLUM *et al*, 1992, estudaram o acúmulo de placa “*in vivo*” em superfícies de intermediários de implantes dentais influenciadas pela presença de irregularidades. Na primeira parte do trabalho, foram caracterizadas “*in vitro*” as superfícies dos intermediários submetidos a diversos tratamentos superficiais: curetas plásticas, sistema abrasivo ar-pó, polimento com taça de borracha e pedra pomes, além de intermediários controles que não sofreu nenhum tipo de tratamento superficial. Em seguida, já em uma segunda fase do experimento, foram realizadas comparações “*in vivo*” do acúmulo de placa sobre estes componentes previamente tratados. A análise da rugosidade, após os tratamentos, foi realizada pelo MEV em uma magnificação de 260x, levando a observar que, nesta resolução e utilizando este equipamento, nenhum tratamento superficial deixou a superfície mais rugosa. De posse dessa análise,

os intermediários foram colocados na boca de doze pacientes por um período de 07 dias durante o qual a higienização foi negligenciada. A média percentual total da área da placa foi de 52,06% para o sistema abrasivo a 55,29% para as curetas plásticas. Os autores concluíram que todos os intermediários coletaram placa, mas nenhum tratamento abrigou de forma significativa mais placa bacteriana em relação ao outro, o que levaram a sugerir que o papel da placa bacteriana sobre os tecidos moles peri-implantares ainda é desconhecido.

Esta relação entre intermediários de implantes dentais e o tecido mole peri-implantar foi também analisada por KONONEN *et al*, ainda em 1992. Este trabalho teve como objetivo, verificar esta relação entre as seguintes superfícies de titânio: tratadas com eletropolimento, condicionadas com ácido e jateadas, no processo de inserção, orientação e proliferação de fibroblastos gengivais humanos. A textura, estado químico e a composição da superfície de titânio foram analisadas usando um instrumento de análise de superfície e um estroscópio de elétrons para análise química. Colhido os resultados, os autores concluíram que a topografia superficial dos abutments poderia afetar diretamente os modelos celulares, sua orientação, proliferação, e função. Além disso, sugeriram que superfícies lisas ou levemente sulcadas podem ser ótimas para os tecidos moles adjacentes a implantes para suportar a inserção e o crescimento dos fibroblastos. Estas evidências também foram confirmadas por diversos outros autores, os quais concluíram que crescimentos celulares em substratos sulcados são morfologicamente diferentes se comparados aos crescimentos em superfícies planas ou substratos lisos (HONG *et al*, 1987; HORMIA & KONONEN, 1994).

QUIRYNEM *et al*, 1993, analisaram “in vivo” a influência da rugosidade superficial de abutments de titânio conectados a implantes dentais. Em nove pacientes portadores de próteses fixas suportadas por implantes, dois intermediários foram substituídos por um intermediário padrão e outro rugoso obtido através de jateamento de areia. Decorrido o período de três meses e mantendo a higiene habitual por parte do paciente, amostras de placa foram

obtidas para análise em microscópio de contraste de fase, sonda de DNA e cultura. Os autores concluíram que, supragengivalmente, intermediários rugosos abrigaram significativamente menos microorganismos em forma cocóide, o que é indicativo de uma placa mais madura. Já na porção subgengival, os resultados dependeram do tipo de método empregado. Para placas coletadas com pontas de papel, apenas uma pequena diferença qualitativa e quantitativa entre ambos e substratos pôde ser notada. Entretanto, quando a microbiota aderida ao intermediário foi considerada, as superfícies rugosas abrigavam 25 vezes mais bactérias, o que caracterizava uma placa mais madura.

Ainda em 1993, GUY *et al*, determinaram a inserção de fibroblastos gengivais humanos em três diferentes materiais de implante: titânio comercialmente puro, hidroxiapatita não porosa e porosa. A inserção de células foi quantificada por radiação de fibroblastos gengivais com timidina e a contagem de células inseridas em líquido cintilante durante incubação por período de 20, 40 e 60 dias. Estudos adicionais sobre a camada superficial de implantes com timidina também foram realizados. A natureza dos próprios materiais de implantes pareceu afetar o número de células inseridas. O número de fibroblastos aderidos ao titânio foi maior do que aqueles encontrados na hidroxiapatita não porosa. Já a porosa demonstrou um menor número de fibroblastos.

Em um outro trabalho de QUIRYNEN *et al*, em 1994 foram analisadas e comparadas características de seis abutments de titânio comercialmente puros (Steri-Oss®, IMZ®, Branemark®, Bonafit®, Astra Tech®, e Core-Vent®), avaliando, para cada sistema, dois intermediários. A análise da rugosidade superficial foi realizada pela técnica de interferometria a laser, a qual utilizou a Talysurf 10 (Taylor-Hobson, Leicester, England) enquanto que, para a dureza dos componentes, foi utilizado o Duriment Microhardness Testes, Leitz GmbH, Westzlar, Germany. Esta última característica serviu como indicador de resistência contra possível aumento da rugosidade superficial dos

intermediários durante os procedimentos de higiene tanto profissional quanto caseira. O parâmetro de rugosidade média (Ra), a qual, para os abutments testados, as médias variavam de 0,103 a 0,299 μ m, freqüentemente maiores que a média obtida a partir do esmalte do dente natural (0,14 μ m), na seguinte seqüência (rugosidade em μ m): Steri-Oss, 0,10; IMZ, 0,14; Branemark, 0,21; Bonafit, 0,23; Astra Tech, 0,27 e Core-Vent, 0,30. Já a dureza Vickers (em VHS) foram: Branemark, 154; IMZ, 208; Astra Tech, 258; Bonafit, 292; Core-Vent, 304 e Steri-Oss, 340. Isto pode explicar a rápida formação da placa na superfície de intermediários de titânio quando comparados àquelas ocorridas na superfície dental. Neste trabalho, os autores atribuíram a facilidade de acúmulo de placa em decorrência da rugosidade por duas razões: colonização inicial das irregularidades e a inabilidade da completa remoção da placa inicial das fissuras, o que facilitaria o reacúmulo.

Estes achados até o presente momento foram confirmados por uma revisão bibliográfica realizada por BOLLEN *et al*, 1995, na qual se evidenciou que uma superfície supra gengival rugosa acumula e retém mais placa. Além disso, observou-se também que após vários dias de formação bacteriana, estando ausente qualquer fator coadjuvante que pudesse interferir neste processo, a superfície rugosa também abrigava uma placa mais madura, caracterizada por uma maior proporção de espiroquetas e organismos móveis comparado aos demais. Entretanto, clinicamente, gengivite e periodontite foram detectadas mais frequentemente ao redor de coroas e de dentes com superfícies rugosas. Já os estudos de colonização em superfícies subgengivais não são numerosos por causa das dificuldades técnicas, necessitando de intervenções cirúrgicas na maioria das vezes.

QUIRYNEN *et al*, 1996 estudaram a influência da rugosidade de abutments de titânio no acúmulo de placa e sua relação com a gengivite peri-implantar, sendo analisada em um curto espaço de tempo (3 meses). Para isso, utilizaram medidas clínicas e testes microbiológicos, todos realizados em seis pacientes parcialmente edêntulos, onde foram colocados, de forma

randomizada quatro tipos diferentes de abutments (Branemark®: Standart – $Ra=0,21\ \mu m$; Maquinado e polido – $Ra=0,11\ \mu m$; Maquinado e polido com eletropolimento – $Ra=0,13\ \mu m$ e polido manualmente – $Ra=0,05\ \mu m$). As amostras bacterianas foram analisadas em microscopia de contraste de fase e métodos de cultura. Os resultados mostraram que os intermediários rugosos acumularam espiroquetas enquanto os lisos não. Decorrido o período de três meses e procedido uma análise, observaram que a composição já era quase a mesma em todos os intermediários, porém espiroquetas só foram encontradas nos intermediários rugosos. Os autores ainda sugeriram que a rugosidade das superfícies pareceu ter efeito significativo “*in vivo*” somente para certo valor de Ra , cujo limiar proposto está igual ou inferior a $0,2\ \mu m$.

No mesmo ano de 1996, QUIRYNEN *et al*^a, dando continuidade ao estudo da influência da rugosidade de abutments de titânio no acúmulo de placa e sua relação com os tecidos peri-implantares, realizou um trabalho de observação de 12 meses. Em seis pacientes que iriam receber overdentures foram instalados dois diferentes abutments: um Standart maquinado de titânio ($Ra=0,2\ \mu m$) e um altamente polido e produzido de material cerâmico ($Ra=0,06\ \mu m$), ambos colocados de forma randomizada. Após 3 meses de exposição intra-oral, amostras de placa supra e subgengivais foram coletadas e analisadas pelo microscópio de contraste de fases. Parâmetros periodontais clínicos como: profundidade de sondagem, recessão gengival, sangramento à sondagem e valores de periotest foram colhidos e anotados ao redor de cada abutment. Após o período de 12 meses, amostras supra e subgengivais foram adicionalmente coletadas em: aerobiose, gás carbônico enriquecido e anaerobiose. As mesmas amostras colhidas no intervalo de três meses também foram realizadas após doze meses. No período inicial de três meses, espiroquetas e organismos móveis foram detectadas somente subgengivalmente e ao redor de abutments de titânio. Após doze meses, entretanto, ambos os tipos de abutments abrigavam iguais proporções de espiroquetas e organismos móveis, tanto supra quanto subgengivalmente. A cultura microbiana falhou para detectar maior diferença entre abutments.

Clinicamente, intermediários mais lisos mostraram-se com ligeiro aumento na profundidade de sondagem entre três e doze meses, além do maior índice de sangramento a sondagem, porém ambos sem significância. Após análise dos dados obtidos, os autores confirmaram os achados prévios de três meses realizados em um trabalho anterior pelos mesmos autores, indicando que uma redução na rugosidade superficial, abaixo de certo limiar de Ra a $0,2\text{ }\mu\text{m}$, permite um menor impacto da composição microbiana tanto supra quanto subgengivalmente.

Em um estudo realizado por WENNERBERG, *et al* em 2000, realizaram um trabalho com o objetivo de investigar as características superficiais de cinco tipos diferentes de abutments de implante disponíveis comercialmente BRANEMARK (Nobel Biocare, Gothemburg, Sweden); ASTRA (Astra Tech, Molndal, Sweden), IMZ (Friatec, Mannheim, Germany) STERI-OSS (Denar, CA, USA) e POI (Kyocera, Kyoto, Japan). A imagem tridimensional e a análise da topografia foram realizadas um Perfilômetro a laser (Top San 3D). A composição química das superfícies dos abutments foram analisadas pelo Auger Electron Spectroscopy (AES). Os resultados indicaram diferentes características superficiais, as quais foram mostradas em imagens tridimensionais. Os parâmetros de rugosidade analisados foram Ra e Scx, sendo que os valores obtidos foram: Branemark($0,23\pm0,09$, $7,76\pm0,64$); Astra ($0,23 \pm 0,05$, $7,92 \pm 0,25$); IMZ ($0,18 \pm 0,03$, $7,76 \pm 0,80$); STERIOSS($0,15 \pm 0,01$, $10,22 \pm 0,90$) e POI ($0,24 \pm 0,01$, $8,08 \pm 0,77$), respectivamente. A análise de elementos químicos mostrou que todas as espécimes possuíam uma fina camada de óxido de titânio (aproximadamente 4 a 7nm) exceto POI, pois como é liga de titânio anodizada, possui uma camada mais espessa (95 a 110 nm). Alguns traços de outros elementos (S, Si e P) também foram vistos na camada externa. Os autores concluíram que estas variações foram fortemente devido ao processo de manufaturamento como usinagem, polimento, limpeza e outros métodos de oxidação.

No intuito de relacionar o conhecimento até o presente momento fornecido pela literatura científica sobre análise superficial de dentes e biomateriais estruturais, JONES, em 2001, sugeriu que o último desejo no design de uma superfície é gerar "*in vivo*" uma correta atividade biológica para estimular a resposta requerida das células. Isto pode ser favorável para encorajar diferentes tipos de células a inserir em diferentes partes de uma superfície ou em diferentes tempos. Como exemplo, têm-se osteoclastos esteoblastos para o remodelamento de tecidos duros. Tais eventos são possíveis graças ao avanço da engenharia de superfície, a qual tem possibilitado a modificação das propriedades destas superfícies, não apenas nos aspectos químicos, mas também nos biológicos, morfológicos e topográficos (BASTOS, 2003).

No ano de 2003, WENNERBERG *et al*, realizaram um estudo "*in vivo*" no qual propuseram investigar a resposta inflamatória dos tecidos moles em abutments previamente preparados, variando a rugosidade da superfície. Estes componentes utilizados foram: controle; modificado com processo de rotação, resultando em uma superfície mais rugosa que a original; modificado com jateamento abrasivo, usando partículas de óxido de alumínio com tamanho médio de 25nm; modificado com jateamento abrasivo, usando partículas de óxido de alumínio com tamanho médio de 75nm, modificado com jateamento abrasivo usando partículas de óxido de alumínio com tamanho médio de 250nm. Nove pacientes tiveram seus abutments originais substituídos pelos modificados, por um período de quatro semanas. Decorrido este período, foi realizado exame clínico e as devidas anotações correspondentes à saúde dos tecidos periodontais. Além disso, os abutments ainda foram analisados por perfilometria ótica. Com estes resultados, os autores concluíram que um maior acúmulo de placa ocorria nos abutments modificados por jateamento usando partículas com tamanho médio de 75 e 250nm, o que levaram a afirmar que o fator rugosidade faz com que a superfície se torne mais propensa ao acúmulo de placa bacteriana e, conseqüentemente, maior facilidade de reação inflamatória na mucosa peri-implantar.

Em 2005, MUSTAFA *et al*, visando obter uma barreira formada pelo tecido gengival na área peri-implantar, analisaram o efeito de três diferentes superfícies de abutments, todas modificadas por óxido de alumínio de alta pureza e densamente sintetizado. As características observadas foram morfologia, inserção e proliferação de fibroblastos gengivais humanos. As diferentes superfícies foram analisadas usando um Scanner Laser confocal, um AFM e um MEV. As análises foram realizadas com 1,3,24,72 horas de cultivo. Os resultados de caracterização da superfície mostraram que as espécimes fresadas utilizadas neste estudo “*in vitro*” apresentaram maior rugosidade superficial em termos de altura, enquanto as superfícies consideradas mais lisas foram as espécies polidas. Isto fez com que os autores concluíssem que a união inicial e a difusão de fibroblastos gengivais humanos são influenciadas pela textura da superfície de abutments.

No ano de 2005, OLIVEIRA realizou um estudo visando caracterizar a topografia superficial de abutments de titânio dispostos comercialmente no mercado brasileiro. Utilizou duas marcas de origem nacional e duas importadas. Os intermediários foram analisados pela interferometria a laser (perfilômetro a laser marca UBM, modelo MICROFOCUS EXPERT IV). As leituras realizadas por este aparelho foram subdivididas em áreas planas e inclinadas. Observou-se que os intermediários de titânio analisados não demonstraram uniformidade nas suas características topográficas superficiais quando comparadas as áreas planas e inclinadas, independente da marca comercial. Além disso, nenhum grupo considerado obteve médias do parâmetro rugosidade média (Ra) iguais ou inferiores aquelas presentes na literatura científica.

3– PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem como objetivo avaliar comparativamente a rugosidade superficial dos abutments e correlacioná-la ao acúmulo de placa bacteriana, empregando reabilitações do tipo prótese removível muco-suportada implanto-retida.

4 – METODOLOGIA

O presente trabalho foi submetido a avaliação do Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia, sendo aprovado pelo parecer 375/05 (Anexo 01), apresentando a metodologia que se segue.

4.1 – SELEÇÃO DOS PACIENTES

Foram selecionados para o experimento, 08 indivíduos portadores de implantes osseointegrados, de ambos os sexos, faixa etária variável, saúde sistêmica favorável. Todos estes pertencentes ao banco de pacientes da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Possuindo 02 implantes na região anterior da mandíbula, e necessitando de reabilitação do tipo prótese removível muco-suportada implanto-retida.

Quando da seleção dos pacientes, estes foram conscientizados, esclarecidos e orientados sobre o tratamento, sua participação e o tipo de pesquisa a ser realizada. Após esses procedimentos, o paciente expressou sua autorização através da assinatura do “Termo de consentimento livre e esclarecido” (Anexo 02). A todos os pacientes participantes foi concedido o direito, a qualquer momento, de desistência. Caso este viesse a ser do seu interesse, sem que isso representasse qualquer comprometimento ao seu tratamento.

4.2 – CONFECÇÃO DAS PRÓTESES MUCO-SUPORTADA-IMPLANTO-RETIDA

Após a seleção dos pacientes, e estando estes orientados, esclarecidos e de acordo, não havendo quaisquer dúvidas de sua parte, nem a presença de contra-indicações, foram confeccionadas as referidas próteses conforme o protocolo clínico protético para esse tipo de reabilitação (BONACHELA *et al*, 2002).

Durante os trabalhos cada implante recebeu o seu respectivo abutment, ficando estabelecido que os implantes localizados do lado direito do paciente

receberam o componente polido(AP) e do lado esquerdo o componente convencional (AC), conforme apresentado na figura (01).



Figura 01. Lado direito abutment AP e lado esquerdo abutment AC, paciente 01.

4.3 – TIPOS DE ABUTMENTS EMPREGADOS

Os abutments empregados foram obtidos junto à empresa Sistema de Implantes Nacional - SIN®, confeccionados em titânio grau 5, com dimensões padronizadas em 3mm de altura e 4.1 de diâmetro (Figura 02), sendo o convencional do tipo usinado em torno e polido com borracha abrasiva grana 320 e o polido submetido ao mesmo processo com posterior polimento com feltro duro utilizando pasta diamantada grana 2/4 micras em concentração forte.

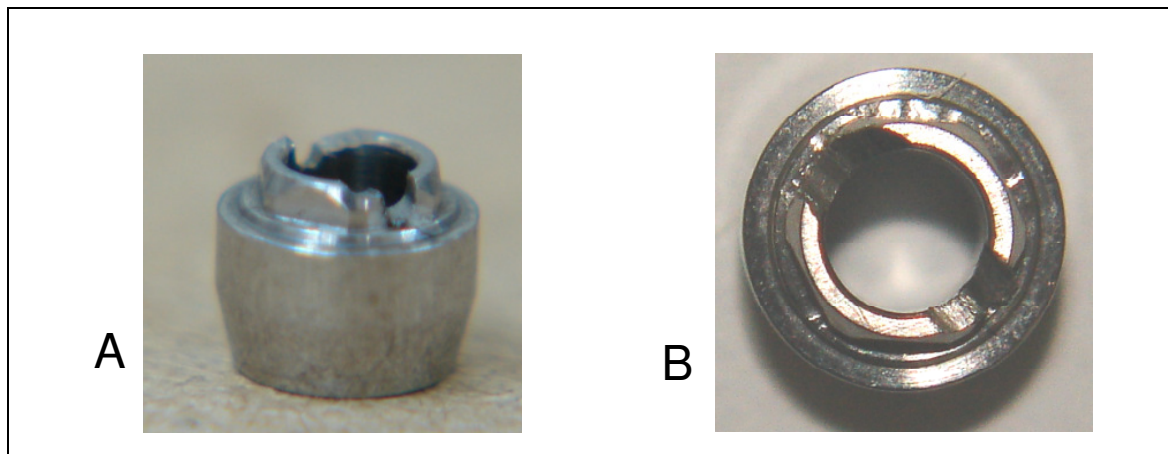


Figura 02. Abutment de 3mm de altura e 4.1 de diâmetro, (a) vista lateral, (b) vista oclusal com a marca de orientação para o posicionamento no interferômetro.

4.4 – INTERFEROMETRIA A LASER

Para a caracterização da rugosidade média dos abutments foi empregada a técnica da Interferometria a Laser, utilizando um interferômetro analisador de superfícies tridimensionais (3D), marca UBM, modelo Microfocus Expert IV (Figura 03). Aparelho este disponibilizado pelo Departamento de Ciências Físicas do Centro de Ciências Exatas e Tecnologia da Universidade Federal de Uberlândia. Para cada componente foi determinada a sua rugosidade média anterior ao uso do componente (Ra_i) e após o período experimental de 04 semanas (Ra_f), permitindo estabelecer uma comparação entre estes.

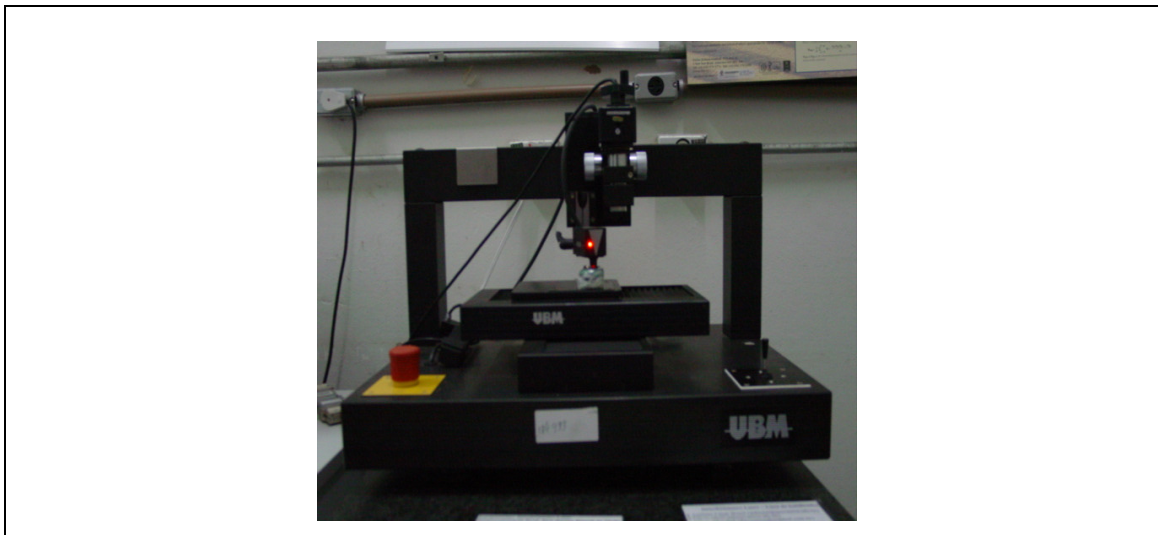


Figura 03. Interferômetro a Laser UBM Microfocus Expert IV.

O princípio da técnica de interferometria a laser (Figura 04), baseia-se na aplicação de um feixe de laser (a), o qual é dividido por um divisor (b), parte deste feixe é direcionado para o detector de foco (c) e a outra parte por um colimador (d) no qual, em seguida, este feixe óptico convergente é refletido da

superfície para a lente. O instrumento grava a altura que este foco ocorre. Quando o feixe está fora de foco, o sinal de erro é usado para que ocorra o deslocamento da lente objetiva(f), por meio de um translador pizoelétrico (e), a posição correta do foco. A posição do melhor foco é gravada de acordo com a altura da superfície. O feixe faz a varredura da superfície que, através de um computador, gera medidas da topografia, tanto do perfil quanto da área, o que irá proporcionar não só uma imagem tridimensional, mas também uma série de dados numéricos importantes.

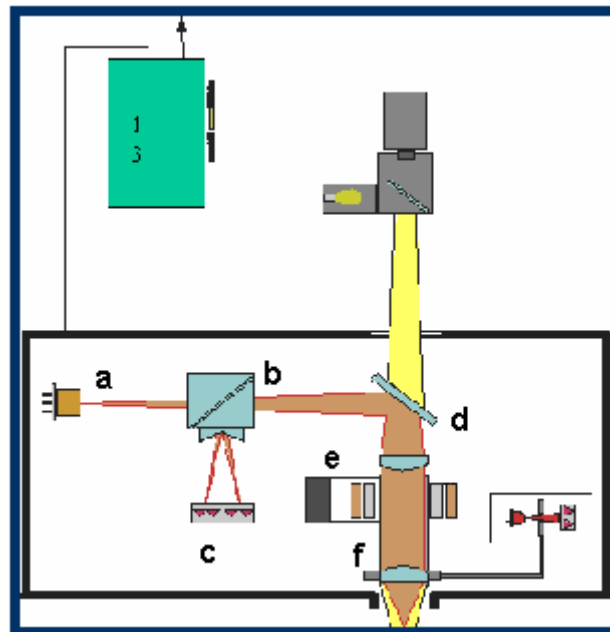


Figura 04. Princípio de técnica de interferometria a laser.

A interferometria a laser permite analisar a topografia de qualquer superfície, seja sólida ou de material firme, não requerendo, para isto nenhum preparo inicial da amostra, pois a leitura é não destrutiva.

A análise da topografia de superfície baseia-se no conceito de que toda e qualquer superfície, por mais perfeita que seja, apresenta irregularidades, o que gera, em determinadas situações, a necessidade de caracterização das mesmas. Estas irregularidades podem ser subdividas de acordo com o seu comprimento de onda em macrogeométricas e microgeométricas. As primeiras são caracterizadas por grandes comprimentos de onda, determinando uma superfície designada como ondulada, enquanto que as últimas estão

associadas a pequenos comprimentos de ondas e irão gerar superfícies rugosas.

A forma, em geral, se origina de tensões residuais e de deformações de origens térmicas geradas quando do processo de fabricação. A ondulação tem origem nos ajustes de cada máquina individual que produz a peça e revelam imperfeições no estado das ferramentas de corte, vibrações entre partes, etc; enquanto que a rugosidade é típica do processo de fabricação, tais como usinagem, polimento e processos de modificação de superfícies. Quando relacionamos estes componentes com o acúmulo de placa, a Rugosidade Média (R_a) é a mais importante (QUIRYNEM *et al*, 1989). Conceituada como o conjunto de irregularidades ou de pequenas saliências e reentrâncias, a rugosidade tem grande influência sobre o comportamento dos componentes mecânicos e sobre os corpos em geral, atuando sobre a qualidade de deslizamento, resistência ao desgaste, qualidade de aderência que a estrutura oferece, vedação, aparência dentre outros (HUTCHINGS, 1992).

4.4.1- Leituras através do Interferômetro a Laser

Os valores da rugosidade média foram determinados, através da leitura de duas áreas em um mesmo componente, estando situadas diametralmente opostas. Para que as leituras ocorressem no mesmo ponto, foram realizadas marcações na porção superior dos componentes por meio de um disco de carburum (Figura 02). Cada uma das leituras apresentava dimensão de 1.5mm de altura por 0.8mm. O equipamento foi previamente calibrado para uma leitura com velocidade constante de 0.2mm/s, gerando 100.000 pontos/mm²

Os valores médios foram tabulados permitindo estabelecer comparações entre os níveis de rugosidade para cada grupo, antes e após o período experimental. A fim de obter a eliminação da placa bacteriana existente sobre os componentes permitindo a realização das leituras finais, estes foram imersos em solução anti-séptica de digluconato de clorexedina por um período de 24 horas, lavados abundantemente em água corrente e secados em estufa,

tendo-se o cuidado de evitar qualquer contato com a superfície dos componentes.

4.5 – PROTOCOLO CLÍNICO EXPERIMENTAL

Protocolo clínico após a instalação dos abutments e suas respectivas próteses :

1ª Visita: Após a instalação das próteses, os pacientes foram orientados quando aos procedimentos e recursos necessários ao controle de higiene das mesmas. Ficou estabelecido o uso de recursos mecânicos do tipo escova dental macia e fio dental. Foi vetado o uso de qualquer solução ou agente antibacteriano, independente da forma ou tipo de uso, durante todo o período experimental.

2ªVisita:Transcorrido um período de 04 semanas os pacientes retornaram para remoção dos abutments experimentais e troca por novos componentes. Previamente as desmontagens das próteses, foram realizadas as coletas do fluído do sulco peri-implantar através do uso de cones de papel absorvente estéril (Figura 05). Tanto o cone de papel quanto os abutments, após a devida identificação foram acondicionados em ependorf estéril contendo caldo Tioglicolato. Liberado o paciente, o material coletada foi levado ao laboratório para o processamento microbiológico.

3ª e 4ª Visita: Com o objetivo de avaliar clinicamente os trabalhos executados, consultas periódicas foram e continuarão sendo realizadas para prestar manutenção ao paciente. Estas ocorrerão em intervalos regulares de 60 dias a contar da segunda visita.

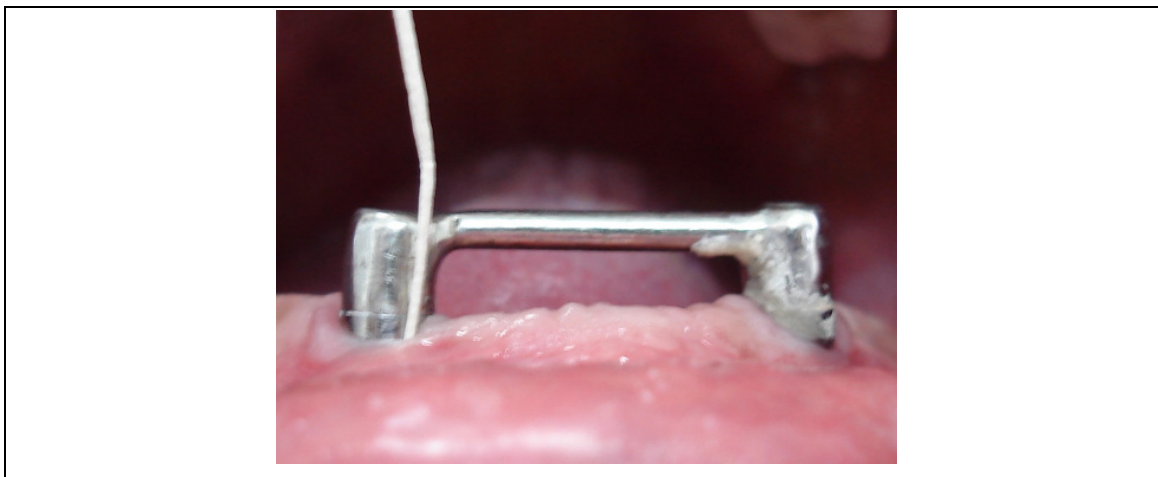


Figura 05. Coleta da fluído do sulco peri-implantar do paciente 01.

5º Visita: A alta definitiva para o paciente será realizada após 12 meses da instalação inicial da prótese após uma reavaliação clínica e radiográfica do caso.

4.6 CULTURA

Todos os passos laboratoriais foram desenvolvidos no Laboratório de Microbiologia da Universidade Federal de Uberlândia. Os procedimentos foram realizados na câmara de fluxo laminar e todo procedimento clínico foi realizado com instrumentais estéreis, sobre campo também estéril.

As amostras coletadas, acondicionadas em caldo tioglicolato são processadas em um agitador de tubos (AP56, Phoenix LTDA, São Paulo, Brasil) ; e em seguida sofrem um processo de diluição em solução salina na proporção de 1:10.000 e 1:100.000, de modo a possibilitar a quantificação do número de colônias.

A semeadura do material foi realizada em meio de cultura tipo Mueller Hilton para as culturas em aerobiose; e agar sangue para a incubação anaeróbia. Neste meio é adicionado 10% de sangue de carneiro ao agar Mueller-Hinton, enriquecendo a cultura .

Para a cultura aeróbia, foi utilizada estufa (Estufa de Cultura – FANEM LTDA, São Paulo, Brasil) a 35 graus Celsius, sem aumento da tensão de CO₂, e as mesmas foram analisadas após 48hs da incubação.

Na cultura anaeróbia, as placas foram acondicionadas no interior de jarras de anaerobiose de 2,5L (Permution, E.J.Hrieger & CIA LTDA – Figura 06). O ambiente anaeróbico foi garantido através do Anaerobac(Probac do Brasil), um gerador de atmosfera com teor reduzido de oxigênio e aumentado de gás carbônico, sem a necessidade de catalisador. Esta atmosfera, obtida através de reação óxido-redução, permite a proliferação rápida de microorganismos anaeróbios. As amostras anaeróbias foram avaliadas após 7 dias da incubação.



Figura 06. Jarras de anaerobiose de 2,5L (Permution, E.J.Hrieger & CIA LTDA)

Os resultados microbiológicos foram obtidos através da contagem comparativa do número de colônias bacterianas formadas (Figura 07).

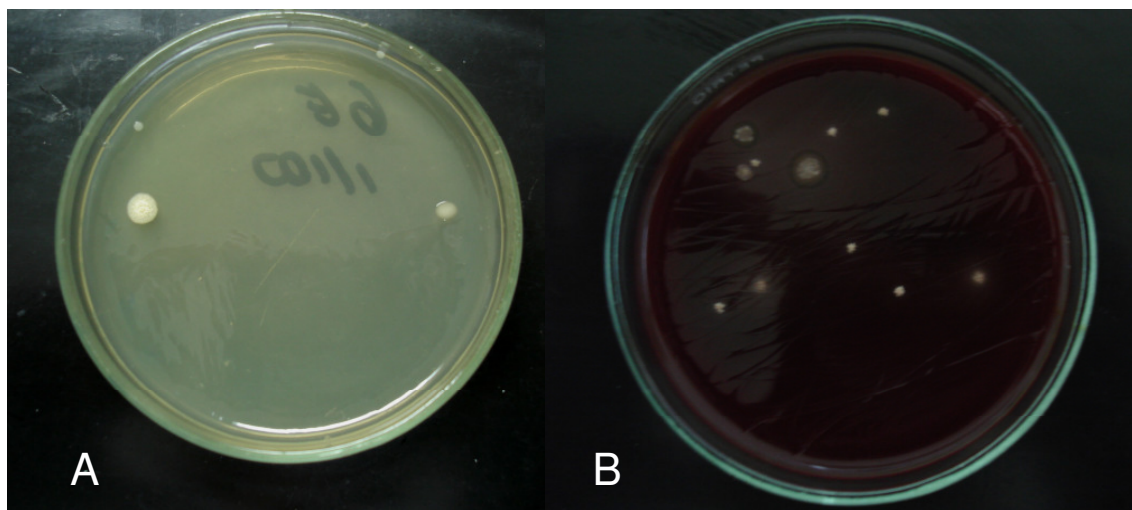


Figura 07. Cultura do fluido do sulco peri-implantar direito (abutment polido) paciente 01 diluição 1/10.000 em meio aeróbio (A) e anaeróbio (B)

4.7 ANÁLISE DOS DADOS DA INTERFEROMETRIA

Os dados capturados pelas leituras dos intermediários foram processados pelo software DIGITAL SURF MOUNTAIS MAP UNIVERSAL®-Versão 3.1.9 que, fazendo usos dos valores obtidos, consegue representá-los por meio de imagens tridimensionais. Inicialmente estas são caracterizadas como dados brutos que se referem a associação da rugosidade com a ondulação (Figura 08-a). Após a utilização de um filtro gaussiano, foi possível obter de forma separada, a rugosidade (Figura 08-b), permitindo assim realizar uma análise comparativa entre as superfícies dos componentes estudados no presente trabalho.

Estas imagens geradas pelo programa, apesar de serem sugestivas em determinar as características de cada superfície, elas não podem ser utilizadas de forma conclusiva. Em virtude disso, é necessário que valores sejam extraídos das imagens, a partir do cálculo dos parâmetros de rugosidade, os quais irão permitir a avaliação numérica das superfícies; procedimentos estes também realizados pelo software utilizado. Dentre todos os parâmetros de rugosidade existentes, o mais relevante é a Rugosidade

Média (Ra); parâmetro este universalmente reconhecido sendo o mais utilizado; corresponde a média aritmética dos valores absolutos do perfil.

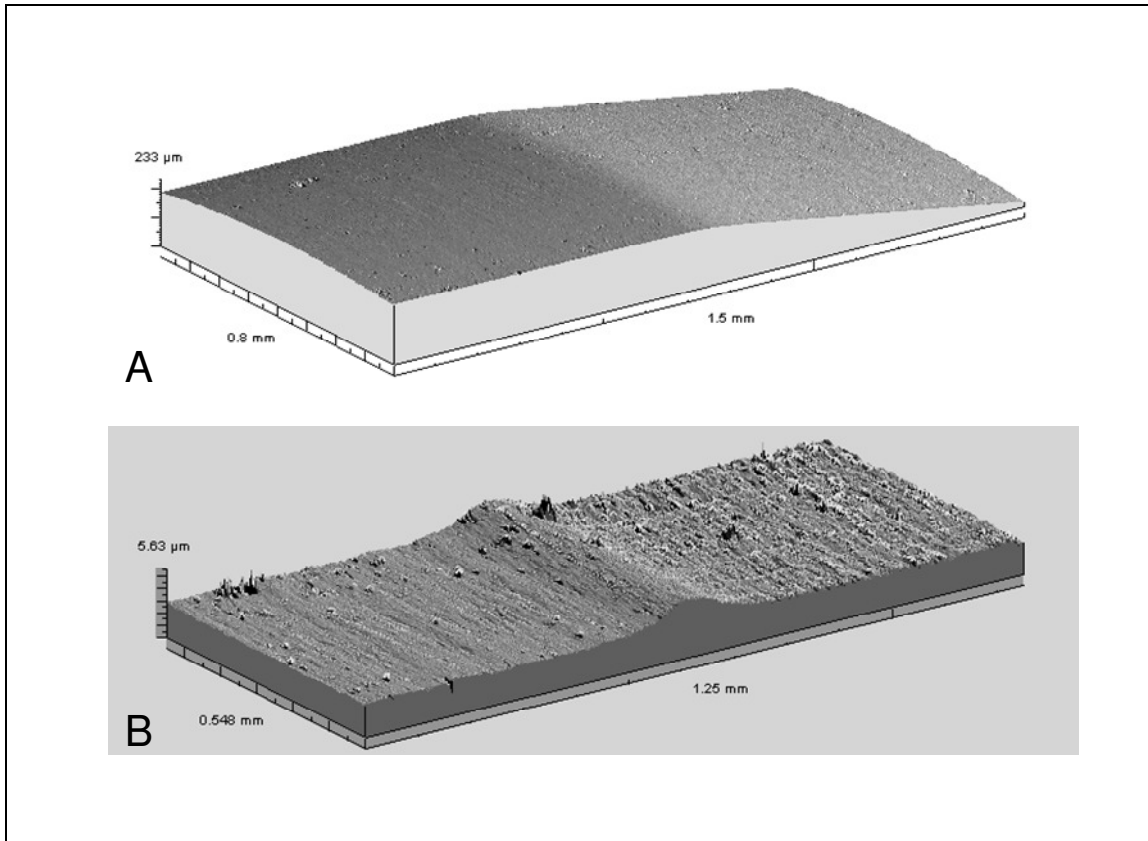


Figura 08. a) Imagem bruta tridimensional – b) rugosidade.

4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS

Com o objetivo de verificar a existência ou não de diferenças estatisticamente significantes entre os valores da Rugosidade Média (Ra) dos componentes do grupo convencional e do grupo polido, no período inicial e final do período experimental foi aplicado o teste de Wilcoxon (SIEGEL, 1975). O nível de significância foi estabelecido em 0,05, em uma prova bilateral. O mesmo teste foi utilizado no intuito de comparar a rugosidade inicial e final dentro de cada grupo (convencional e polido); e o número de colônias formadas.

5 - RESULTADOS:

As leituras realizadas pelo interferômetro a laser foram processadas pelo software do equipamento, conforme descrito no capítulo anterior. Em seguida, os resultados obtidos foram agrupados e distribuídos em tabelas e submetidos a análise estatística. Permitindo assim, avaliar as características topográficas dos componentes, bem como dos níveis de acúmulo de placa bacteriana sobre estes.

5.1- Rugosidade Média Inicial do Componente Polido:

Quadro 01. Valores obtidos para a Ra inicial do componente polido.

Abutment polido	RaI leitura a	RaI Leitura b	RaI AP (média leitura a e b)
1	0,13	0,13	0,13
2	0,10	0,10	0,10
3	0,12	0,10	0,11
4	0,10	0,11	0,10
5	0,13	0,12	0,12
6	0,14	0,10	0,12
7	0,11	0,11	0,11
8	0,13	0,11	0,12
MÉDIA			0,11

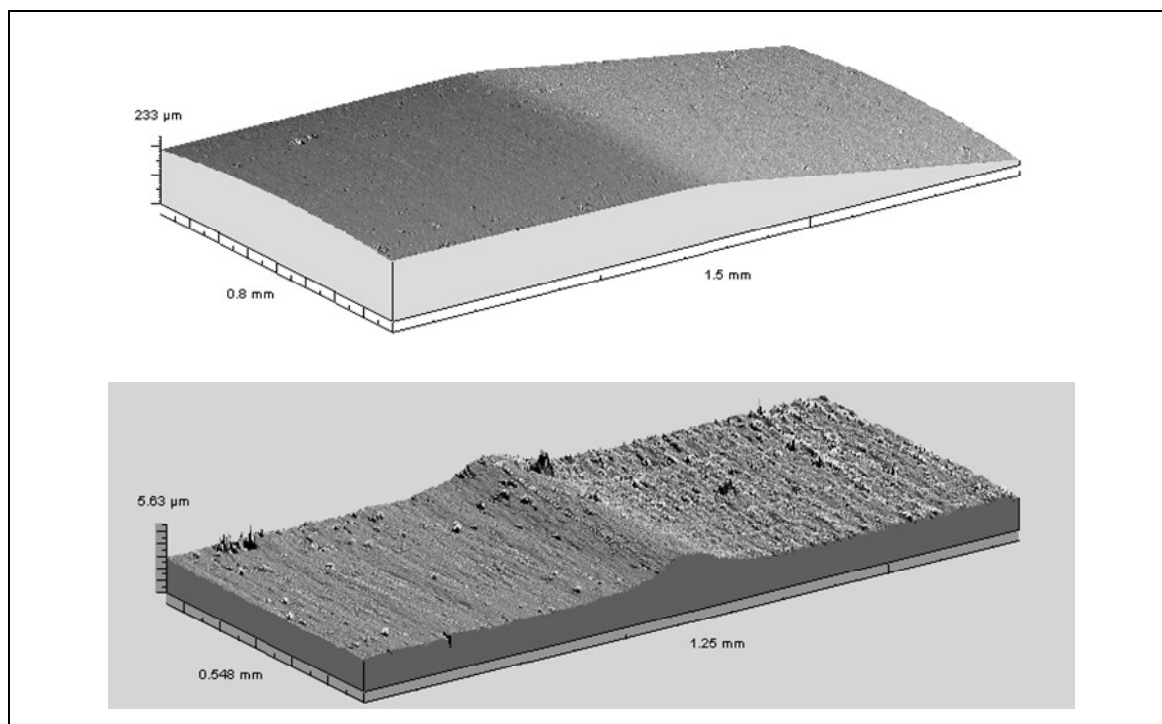


Figura 09. a) Imagem bruta tridimensional – b) rugosidade. Componente 01 polido.

5.2- Rugosidade Média Final do Componente Polido:

Quadro 02. Valores obtidos para a Ra final do componente polido.

Abutment polido	RaF leitura a	RaF Leitura b	RaF AP (média leitura a e b)
1	0,10	0,12	0,11
2	0,24	0,28	0,26
3	0,11	0,10	0,10
4	0,10	0,11	0,11
5	0,13	0,12	0,12
6	0,12	0,18	0,15
7	0,14	0,12	0,13
8	0,17	0,13	0,15
MÉDIA			0,14

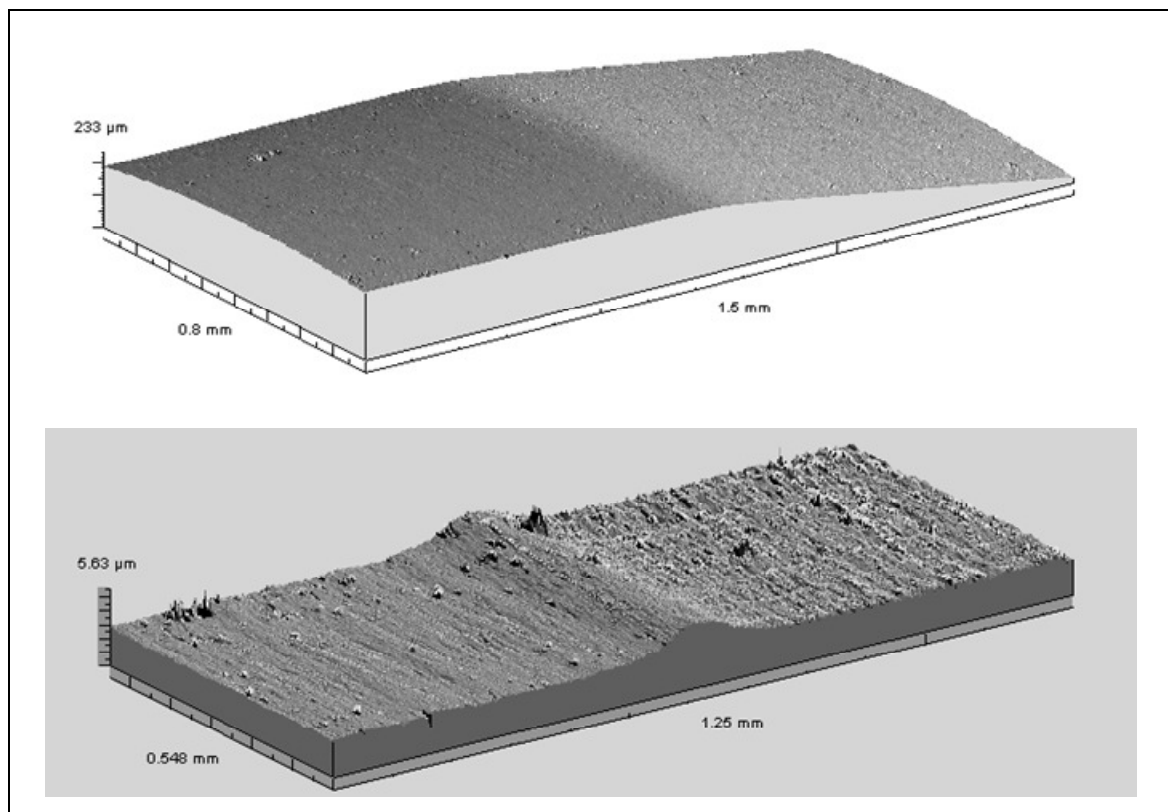


Figura 10. a) Imagem bruta tridimensional – b) rugosidade. Componente 01 polido após o período experimental.

5.3- Rugosidade Média Inicial do Componente Convencional:

Quadro 03. Valores obtidos para a Ra inicial do componente convencional.

Abutment convencional	RaF leitura a	RaF Leitura b	RaF AC (média leitura a e b)
1	0,27	0,33	0,30
2	0,25	0,24	0,23
3	0,26	0,22	0,24
4	0,24	0,24	0,24
5	0,26	0,28	0,27
6	0,25	0,26	0,24
7	0,24	0,24	0,24
8	0,29	0,33	0,32
MÉDIA			0,26

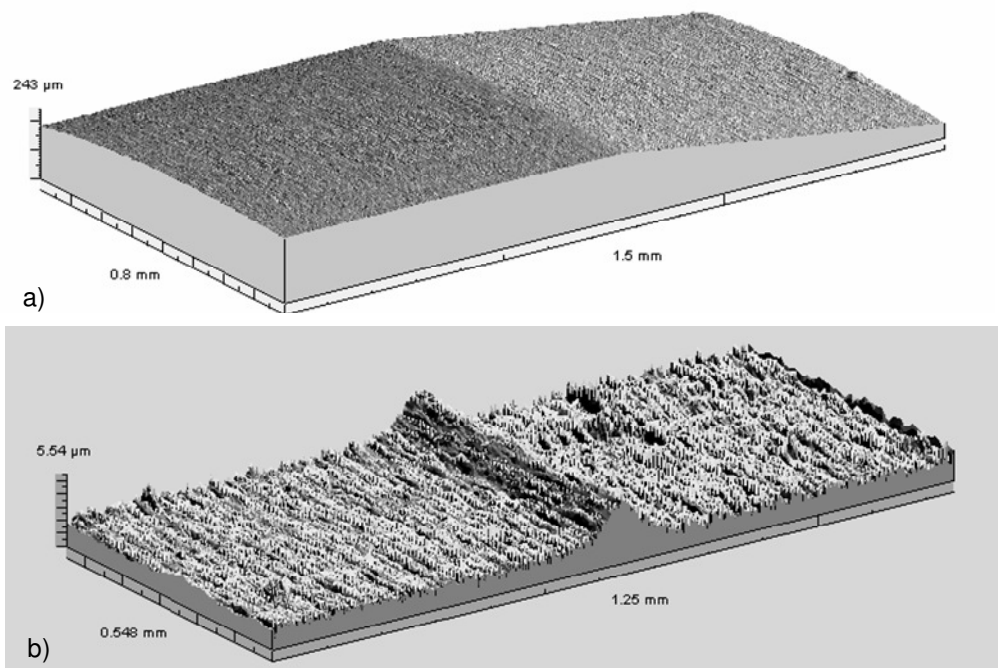


Figura 11. a)Imagem bruta tridimensional – b) rugosidade. Componente 01 convencional.

5.4- Rugosidade Média Final do Componente Convencional:

Quadro 04. Valores obtidos para a Ra final do componente convencional.

Abutment convencional	RaF leitura a	RaF Leitura b	RaF AC (média leitura a e b)
1	0,27	0,23	0,25
2	0,33	0,37	0,35
3	0,25	0,25	0,25
4	0,24	0,21	0,22
5	0,23	0,25	0,24
6	0,21	0,21	0,21
7	0,23	0,24	0,24
8	0,26	0,30	0,28
MÉDIA			0,26

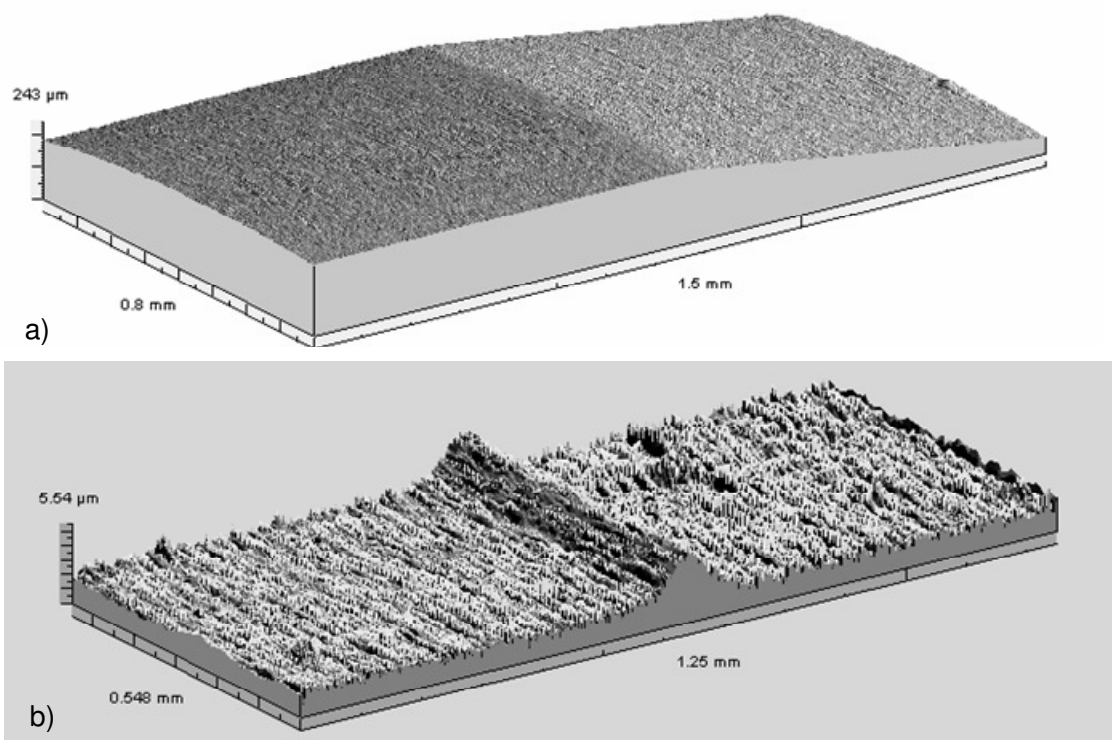


Figura 12. a)Imagem bruta tridimensional – b) rugosidade. Componente 01 convencional após período experimental.

A rugosidade média obtida para o grupo convencional foi de 0,26 μm tanto para RaI AC quanto RaF AC. Enquanto que para o grupo polido o RaI AP foi de 0,11 μm e o RaF AP foi de 0,14 μm (quadro 05, figura 13)

Quadro 05. Rugosidade média inicial e final para os abutments convencionais e polidos nos 08 pacientes.

Abutment	RaI AP	RaF AP	RaI AC	RaF AC
1	0,13	0,11	0,30	0,25
2	0,10	0,26	0,23	0,35
3	0,11	0,10	0,24	0,25
4	0,10	0,11	0,24	0,22
5	0,12	0,12	0,27	0,24
6	0,12	0,15	0,24	0,21
7	0,11	0,13	0,24	0,24
8	0,12	0,15	0,32	0,28
MÉDIA	0,11	0,14	0,26	0,26

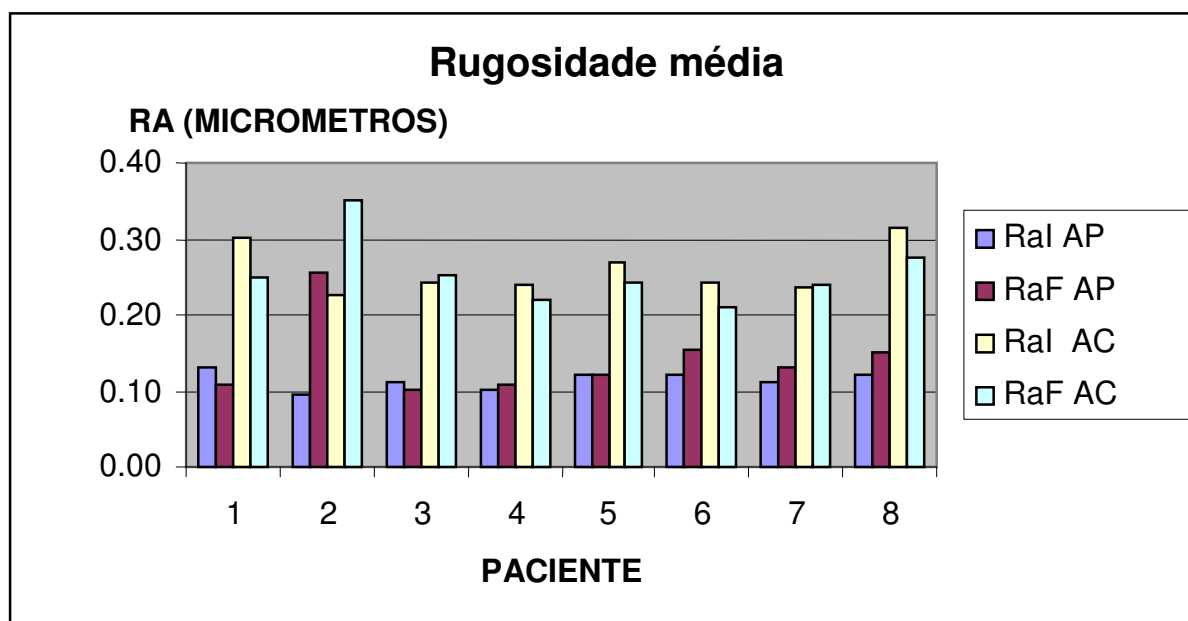


Figura 13: Gráfico da Rugosidade média inicial e final para os abutments convencionais e polidos nos 08 paciente.

Foi observado um maior crescimento bacteriano nas culturas envolvendo os componentes convencionais para todos os paciente (quadro 06).

Quadro 06. Tabela comparativa do número de colônias formadas para os 08 pacientes.

	amostra	aeróbios 1/10.000	aeróbios 1/100.000	anaeróbios 1/10.000	anaeróbios 1/100.000
1	AP	3	0	3	1
	AC	40	8	128	56
	sulco dir.	4	1	11	2
	sulco esq.	23	8	82	19
2	AP	43	5	102	45
	AC	74	12	184	71
	sulco dir.	8	0	32	15
	sulco esq.	18	2	53	22
3	AP	0	0	4	2
	AC	0	0	54	8
	sulco dir.	0	0	9	3
	sulco esq.	0	0	22	7
4	AP	1	0	8	6
	AC	8	1	36	18
	sulco dir.	0	0	7	1
	sulco esq.	6	1	7	1
5	AP	13	0	52	13
	AC	6	1	67	22
	sulco dir.	0	0	12	3
	sulco esq.	4	1	18	5
6	AP	51	12	168	58
	AC	62	23	243	71
	sulco dir.	13	1	40	6
	sulco esq.	22	6	62	21
7	AP	53	16	151	47
	AC	83	32	204	68
	sulco dir.	8	1	41	11
	sulco esq.	27	3	53	19
8	AP	36	12	182	67
	AC	62	13	290	81
	sulco dir.	12	0	42	17
	sulco esq.	27	3	56	25

5.5 Resultados da Análise Estatística

Após a análise comparativa da Rugosidade Média dos grupos, antes e após o período experimental; utilizando o teste estatístico de Wilcoxon, obteve-

se uma diferença estatisticamente significativa; sendo que os valores mais elevados foram os obtidos para o grupo dos componentes convencionais.

Quadro 07. Probabilidades associadas aos valores de t, obtidas quando da aplicação do teste de Wilcoxon às medidas da Ra dos componentes do grupo convencional e polido, no período inicial e após o período experimental.

Variáveis Analisadas	Probabilidades
Período Inicial	
Rugosidade média	0,035*
Período Final	
Rugosidade média	0,159

(*) $p < 0,05$

No quadro 08 estão demonstradas as probabilidades associadas aos valores de t, obtidas quando da aplicação do teste de Wilcoxon (SIEGEL, 1975), aos valores relativos às oito culturas, encontradas no grupo convencional e polido.

Quadro 08. Probabilidades associadas aos valores de t, teste de Wilcoxon, valores relativos às oito culturas.

Culturas Analisadas	Probabilidades
Componente aeróbio 1/10000	0,034*
Componente aeróbio 1/100000	0,068
Componente anaeróbio 1/10000	0,012*
Componente anaeróbio 1/100000	0,012*
Sulco aeróbio 1/10000	0,043*
Sulco aeróbio 1/100000	0,465
Sulco anaeróbio 1/10000	0,012*
Sulco anaeróbio 1/100000	0,018*

(*) $p < 0,05$

De acordo com os resultados demonstrados no quadro 08 foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os valores das variáveis:

- Componente aeróbio 1/10000;
- Componente anaeróbio 1/10000;
- Componente anaeróbio 1/100000
- Sulco aeróbio 1/10000
- Sulco anaeróbio 1/10000
- Sulco anaeróbio 1/100000

Os valores mais elevados foram os relativos ao convencional, em todos os seis casos.

Para verificar a existência ou não de diferenças significantes entre as medidas obtidas no período inicial e após o período experimental foi aplicado o teste de Wilcoxon (SIEGEL,1975) ao valor referente a Rugosidade Média. O nível de significância foi estabelecido em 0,05, em uma prova bilateral (quadro 09).

Quadro 09. Probabilidades associadas aos valores de t, teste de Wilcoxon, valores, referentes às medidas obtidas no período inicial e após o período experimental.

Variáveis Analisadas	Probabilidades
Polido	
Rugosidade média	0,400
Convencional	
Rugosidade média	0,310

(*) $p < 0,05$

6- DISCUSSÃO

Posteriormente aos trabalhos de Branemark um novo enfoque passou a ser dado a Implantodontia, gerando transformações significativas tanto no planejamento quanto para o tratamento odontológico. A partir desse novo enfoque, melhores níveis de resolução estético/funcionais foram observados, entretanto, requerendo com isso uma ampliação dos conhecimentos nessa área. Diante desse cenário, com o intuito de obter uma otimização do sucesso dos implantes osseointegráveis o número de pesquisas tem aumentado, sendo possível destacar os trabalhos de CHAVRIER *et al*, (1999); DONLEY *et al*, (1991); ERICSON, (1995).

Tomando como base a similaridade anatomo-fisiológica existente entre as estruturas de revestimento periodontal e periimplantar (BERGLUNDH *et al*, 1996; CHAVRIER *et al*, 1999; COCHRAN *et al*, 1994; DONLEY *et al*, 1991; McKINNEY *et al* 1985), observa-se que esse último também apresenta alguns componentes básicos, tais como: epitélio sulcular, epitélio juncional e inserção conjuntiva (JAMES, 1980). Segundo ALBREKTSSON *et al* (1986), estas estruturas tem apresentado uma significativa importância para o sucesso dos implantes dentais, por formarem um selamento biológico ao redor destes. Fato também relatado por outros autores (GUY *et al* 1993).

Assim, a longo prazo, a qualidade e a integridade dessas estruturas passa a ser de fundamental importância, contribuindo para a integridade dos implantes osseointegrados. Como por exemplo, no caso do mecanismo de aderência gengival sobre os componentes protéticos, obtido via hemidesmossomas espalhados ao longo da lâmina basal presentes entre o intermediário e o epitélio juncional (KAWAHARA *et al*, 1998; GOULD *et al*, 1984). Dessa forma passa a ser possível isolar o meio interno do externo, dificultando ou até mesmo impedindo a migração de agentes patológicos para o interior dos tecidos, fator este essencial para sobrevivência tanto dos implantes quanto dos dentes naturais.

Considerando a placa bacteriana e seus metabólicos como o fator etiológico primário das alterações inflamatórias periodontais e peri-implantares,

as quais são oriundas da agressão bacteriana direta ou como consequência das respostas do hospedeiro, torna-se necessário admitir a necessidade de um efetivo controle do acúmulo desses microorganismos. Condição que passa a ser mais relevante quando analisamos as áreas peri-implantares, por apresentarem histologicamente um baixo nível de vascularização e alta concentração de fibras colágenas tipo I, assemelhando-se a uma cicatriz (CHAVRIER *et al*, 1999; ERICSSON, 1995; GOULD *et al*, 1984). Fato que determinará um baixo nível para a resposta dos tecidos peri-implantares frente a essas agressões. Todavia, BAUMAN *et al* (1992) avaliando este fato, relata que esta menor resposta inflamatória dos tecidos peri-implantes pode estar relacionada à menor retenção de toxinas bacterianas pelas superfícies dos implantes e componentes protéticos se comparada ao cimento radicular.

Segundo LINDHE *et al* (1997), a destruição dos tecidos periodontais e peri-implantares geradas por substâncias nocivas da placa bacteriana ocorre e progride através de ciclos alternando fases de agressão e remissão com consequente degradação do colágeno. Pelo fato do tecido peri-implantar apresentarem com poucos fibroblastos, a fase de destruição pode sobrepor a de formação, permitindo que esta lesão seja progressiva até o nível da crista óssea, chegando a se estender sobre a mesma. Esta perda óssea, apesar de ocorrer de forma mais lenta quando comparada àquela ao redor dos dentes naturais, caso não seja estabilizada, poderá culminar em perdas ósseas significativas, podendo levar à perda da osseointegração do implante. Em 1980, JAMES, analisando implantes laminados, concluiu naquela época que a ausência de cuidados de remoção de placa bacteriana sobre estes implantes provoca um aumento significativo na perda óssea, originando uma maior profundidade de sondagem. Outros autores (LINQUIST *et al*, 1988) também salientaram que, a má higiene bucal, é fortemente correlacionada com aumento da perda óssea ao redor dos implantes.

Vários estudos microbiológicos envolvendo implantes dentais relatam a capacidade da superfície do titânio de abrigar os mesmos tipos bacterianos dos dentes naturais (AUGHTHUN *et al*, 1997). Quanto aos fatores que influenciam nessa característica destaca-se a rugosidade superficial, chegando a admitir

que quanto maior o nível de rugosidade apresentada por uma determinada superfície rígida, maior será a possibilidade de acúmulo de placa. Estas evidências também foram comprovadas por NYVAD *et al*, em 1987, onde revelaram claramente que a colonização inicial de uma superfície de esmalte inicia nas irregularidades superficiais semelhantes aos picos, vales ou defeitos abrasivos, onde bactérias são abrigadas contra a força de remoção.

Desde que a rugosidade da superfície tenha papel importante no crescimento da placa, este fator deve ser considerado na manufatura tanto dos implantes quanto dos componentes protéticos. Isto aplica especialmente para condição parcial do edentulismo, onde tem sido observado que, microbiota ao redor dos abutments são influenciadas pela presença da flora em sítios ao redor dos dentes (QUIRYNEN *et al*, 1990).

QUIRYNEN *et al*, em 1989, estudando a energia livre de superfície observaram que ela também influencia no crescimento da placa bacteriana em humanos, porém pouca placa se acumula sobre substratos com baixa energia livre de superfície, o que levou os autores a concluírem que a rugosidade superficial tem maior influência no acúmulo de placa bacteriana do que a energia livre. Desta forma, a rugosidade superficial favoreceu e acelerou a formação de placa bacteriana, permitindo que esta, se não removida, se torne madura precocemente (QUIRYNEN *et al*, 1993). Além disso, a preocupação com a característica da textura superficial dos tecidos duros da cavidade bucal justifica-se pelo fato de estar associado à retenção de placa bacteriana, ou seja, superfícies lisas e regulares geram menor retenção de detritos e microorganismos.

Nessas circunstâncias, a rugosidade encontrada nos intermediários de diferentes sistemas de implantes, podem apresentar valores médios maiores que aqueles presentes no próprio esmalte dentário (QUIRYNEN *et al*, 1994; OLIVEIRA, 2005), como confirmado também por este trabalho. A rugosidade média para os componentes convencionais foi de 0,26µm enquanto para os componentes polidos 0,11µm. Apesar da similaridade de resultados, quando comparamos os valores do parâmetro de rugosidade obtido pelo presente estudo e aqueles encontrados na literatura consultada, observamos algumas

diferenças que, quando analisadas, nota-se as questões metodológicas como o grande ponto para as diferenças encontradas.

No passado, o MEV era o tradicional método para o estudo da topografia de tecidos dentais como a dentina e o esmalte. No entanto, no momento de permitir a visualização e análise quantitativa do espécime, esta técnica não é a mais indicada, já que representa uma análise qualitativa (COWLEY, 1995). No intuito de quantificar esta topografia, tem-se dado preferência ao uso de uma série de diferentes perfilômetros, os quais podem ser classificados de maneira geral e considerando seu mecanismo de atuação, em: “por contato” e “sem contato” (BASTOS, 2003). A grande maioria dos trabalhos consultados utilizaram a primeira técnica, a qual têm sido largamente criticada pela sua limitação quanto a resolução, pois devido a necessidade de contato, ela não consegue descrever com fidelidade as verdadeiras características do perfil da superfície a ser analisada e, além disso, possui caráter destrutivo. Em contrapartida, o aparelho utilizado nesta pesquisa permitiu uma atuação mais precisa e não danosa à superfície do abutment, concomitante a uma quantificação topográfica com o mínimo de erros, como podemos observar (figuras 10 e 11). Para tanto, a reflexão proporcionada pelos intermediários analisados foi de vital importância nessa avaliação, permitindo caracterizar as variações da superfície dos abutments sem que houvesse nenhum dano à mesma.

Outro ponto questionável nos resultados obtidos refere-se à descrição da área de leitura executada no intermediário, diferindo de vários trabalhos presentes na literatura, como aquele proposto por QUIRYNEN *et al*, 1994, em que apesar de usar um perfilômetro apalpador, os autores realizaram seis leituras paralelas ao longo eixo dos abutments analisados.

VAN STEENBERGH *et al*, em 1993, mostraram de forma bastante clara que, a presença da placa em abutments, está relacionada a aparência de gengivite marginal. Se esta última pode evoluir para peri-implantite, renasce um assunto para debate ainda que o risco exista (LINDHE *et al*, 1992). Portanto, em face da presença da placa estar associada por si só a gengivite, já é motivo suficiente para manter a superfície do abutment lisa.

Outro aspecto de fundamental importância para o presente estudo são as dimensões de leituras adotadas, com tamanho de 1,5mm no eixo X (perpendicular ao longo eixo do intermediário) e 0,8mm no eixo Y (paralelo ao longo eixo do intermediário) sendo assim superiores a aquelas encontradas na maioria dos trabalhos descritos pela literatura consultada (QUIRYNEN *et al*, 1994; WENNERBERG *et al*, 1996, 2000), o que demonstra um alto grau de fidelidade do presente estudo frente a topografia dos intermediários analisados.

A reconstrução tridimensional das leituras realizadas, geradas pelo software DIGITAL MOUNTAINS MAP UNIVERSAL® - Versão 3.0, foi outro ponto a ser destacado, pois segundo RATNER *et al*, em 1996, em seu trabalho, observaram que superfícies submetidas à análise em 2D, obtinham valores idênticos de rugosidade média (R_a), porém apresentavam diferenças topográficas significativas, levando a concluir que certas avaliações em 2D poderiam gerar interpretações equivocadas. Isto foi confirmado por outros autores (BASTOS *et al*, em 2003; WENNERBERG *et al*, 2000), onde relataram ser necessário para uma descrição numérica de determinada superfície parâmetros em 3D.

QUIRYNEN *et al*, 1996 e WENNERBERG *et al* 2000, estudando a influência da rugosidade de abutments de titânio no acúmulo de placa e sua relação com a gengivite, num período de três meses, concluíram que a rugosidade da superfície parece não ter nenhum efeito prejudicial significativo para os tecidos moles “*in vivo*” para valores de R_a localizado até $0,2\mu\text{m}$.

Apesar de a rugosidade superficial média ser descrita como significativa, parece não haver uma padronização a esse respeito. Em seu trabalho OLIVEIRA (2005), comparou quatro marcas comerciais de abutments, verificando que todas possuíam um R_a maior que o proposto por QUIRYNEN *et al*, 1996 ($R_a > 0,2\mu\text{m}$). Essa diferença ficou evidente em nosso trabalho, visto o valor da rugosidade média dos componentes convencionais ($0,26\mu\text{m}$) ser aproximadamente duas vezes maior que os componentes polidos (R_a 0,11 μm / R_a 0,14 μm). Condição que, também, levou a uma maior ocorrência de placa bacteriana nos convencionais

O crescimento bacteriano observado, variou muito entre os espécimes; o que se justifica pela flora bacteriana diferenciada existente em cada indivíduo. Como exemplo, citamos o paciente três que não apresentou crescimento bacteriano aeróbio nas diluições analisadas.

No grupo dos abutments polidos, houve a redução da Ra nos pacientes 1,3,7. No paciente 5 esta se manteve constante, enquanto que nos demais houve acréscimo na rugosidade. Os componentes polidos sofreram alteração em sua rugosidade após o período experimental de forma significativa apenas em um paciente (paciente 02) o que poderia ser justificado por algum trauma, seja ele mecânico ou químico à superfície do abutment.

Para o grupo convencional, a rugosidade média inicial (RaI) se manteve constante após o período experimental (RaF). Houve redução da rugosidade média nos pacientes 1,4,5,6,8. No paciente 7 esta se manteve constante, enquanto que no 2 e 3 houve acréscimo na rugosidade.

Considerando as evidências descritas pela literatura científica, fica evidente que a rugosidade das estruturas duras intraorais tem um maior impacto quando é correlacionada com a colonização microbiana destas superfícies. Tanto supra gengival quanto subgengivalmente, diversos autores mostraram uma correlação positiva entre rugosidade superficial e o crescimento natural da placa (SCHWARTZ *et al*, 1994; QUIRYNEN *et al*, 1993). Uma possível explicação para este fenômeno é o fato de que a adesão bacteriana, em superfícies intraorais, passa por uma fase de ligação fraca e reversível prévio a formação de outra aderência irreversível. Dessa forma, em um estudo *in vivo*, foi observado que a rugosidade de uma superfície com valores de Ra entre 0,09 até 2,00 μm , antecipa a formação inicial da placa em cinco vezes, tanto em extensão quanto espessura. Uma segunda explicação origina de observações de remoção da placa destas irregularidades, que são quase impossíveis, o que favorece a recolonização, mesmo na ausência de alimentos (QUIRYNEN *et al*, 1989). Considerando os resultados por nós obtidos, verificamos que os nossos achados são similares aos descritos por esses autores. Apesar de compararmos os componentes convencionais aos

polidos, observamos que a lisura destes, esta diretamente relacionada a maior ou menor presença de microorganismos

Além da topografia superficial dos intermediários de titânio, alguns trabalhos nos evidenciam que, quando da realização de procedimentos de limpeza destes componentes, seja por profissionais ou mesmo pelo paciente, parece aumentar a rugosidade superficial, o que poderia proporcionar uma maior facilidade de retenção de detritos. Estes achados, como aqueles realizados por FOX *et al*, 1990, onde se observou que após um simples episódio de remoção de cálculo com instrumento de diferente liga de titânio ou curetas de aço inox, a rugosidade superficial aumentava dramaticamente. Entretanto, o uso de instrumentos plásticos, teve uma menor influência. Estes resultados também foram confirmados por McCOLLUM *et al*, 1992, em um estudo “*in vitro*” utilizando abutments Branemark®, onde mostrou que uma limpeza com instrumento de plástico, taça de borracha, pedra pomes, ou com um ar de sistema abrasivo, freqüentemente resulta em uma superfície lisa com a produção de pequenas fresas, mas não em uma superfície rugosa. Decorrente desses achados é valido considerar estes aspectos, pois após a instalação dos componentes, têm-se a obrigatoriedade de mantê-los livre de placa e microorganismos que possam vir colonizá-los, estando, com isso, diretamente relacionado com a forma de higienização a ser considerada.

Através da literatura aqui apresentada associada aos resultados da presente pesquisa, parece-nos coerente correlacionar os níveis de rugosidade na topografia superficial dos abutments de titânio com a maior ou menor facilidade de retenção de detritos e microorganismos. Ou seja, a retenção da placa bacteriana esta diretamente ligada ao aumento no nível da rugosidade do componente protético. Merecendo assim, uma maior atenção por parte tanto dos fabricantes, no que se refere ao acabamento e especificação do tipo de superfície apresentada por esses componentes, quanto por parte do Cirurgião Dentista na busca do uso de componentes com especificações adequadas.

7 – CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia utilizada neste estudo e com base na análise dos resultados, conclui-se que:

- Para o grupo dos componentes convencionais, a rugosidade média inicial ($0,26\mu\text{m}$) se manteve constante após o período experimental;
- Para o grupo dos componentes polidos, a rugosidade média inicial ($0,11\mu\text{m}$), aumentou após o período experimental ($0,14\mu\text{m}$);
- Para todos os pacientes, em todas as culturas foi observado um crescimento bacteriano maior no grupo convencional que no polido.

REFERENCIAS *

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark, PI. A 15 years study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. **Int J Oral Surg.** 1981;10(5):387-476

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1986; 1(1):11-25.

Augthun M, ConradeS, G. Microbiol findings od deep Peri-implant bone defects. **Journal of Oral and Maxillofacial Implants.** 1997; 12:106-112.

Bastos IN, Vanzillotta OS, Soares GA. Caracterização morfológica e topográfica da superfície de implantes dentários. **RBO.** 2003; 60(1)248-253.

Bauman GR, Mills M, Rapley JW. Plaque induces inflammation around implants. **Journal of Oral and Maxillofacial Implants.** 1992; 7:330-337.

Becker W, Becker BE, Newman MG, Nyman S. Clinical and Microbiologic Findings that May Contributr to dental Implant Failure. **Journal of Oral and Maxillofacial Implants.** 1990; 5:31-38.

Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP. The soft tissue barrier at implants and teeth. **Clinical Oral Implants Research.** 1990; 2:81-90.

Bollen CML, Quirynen M. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. **J Clin Periodontol.** 1995; 22:1-14

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseada nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

Brunette DM. The effects of implant surface topography on the behavior of cells. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1992; 3:231-46..

Charackalis WG, Marshall KC. Biofilms: a bases for an interdisciplinary approach in: Charackalis WG, Marshall KC. **Biofilms.** Willeys; 1990.

Chavier CA, Couble ML. ULtrastructual immunohistochemical study of interstitial collagenous components of the healthy human keratinized mucosa surrounding implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1999; 14:108-12.

Cheroudi B, Gould TRL, Brunette DM . Effect of surface to surface topography on ephitelia and connective tissue attachment .**J Dent Res.** 1989; 68: 306-12.

Cochran DI, Simpson J, Weber HP, Buser D. Attachment growth of periodontal cells on smooth and rough titanium. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1994; 9:189-97.

Costerton JW. How bacteria stick. **Scientist American.** 1978; 238:86-95.

Cowley JM, Electron Microscopy in: Hubbard AT. The Handbook of surface Imaging and Visualization. **CRC Press.** Flórida: Boca Raton; 1995. p.148-151.

De Wet A, Ferreira MR. Dental glazes-surface roughness and plaque accumulation. **Quintessence Int.** 1980; 11(9):127-35.

Deporter DA, Watson PA, Pillier RM. A histological evaluation of a functional endosseous, porous-surfaced, titanium alloy dental implant system in the dog. **J Dent Res.** 1988; 67(9) 1190-95.

Donley TG, Gillett EWL. Titanium endosseous implant-soft tissue interface: A literature review. **J Periodontol.** 1991; 62:153-60.

Ericsson I. Biology and Pathology of Peri-implant soft tissues. In: **Optimal Implant Positining & Soft Tissue Management for the Branemark System**. Quintessence Publishing Co Inc; 1995. p.11-21.

Fox SC, Mariarty JD, Kusk RP. The effects os scaling a titanium implant surface with metal and plastic instruments: An in vitro study. **J Periodontol**. 1990; 61:485-90.

Gould TRL, Wesbury L, Brunette DM. Ultruetstructural study of the attachment of human gingiva to titanium in vivo. **J Prosth Dent** . 1984; 52(3)Ç418-20.

Guy SC, Mcquade MJ, Sheidt MJ, Mcpherson JC, Rassman N. In vitro attachment of human gingival fibroblasts to endosseos implant materials. **J Periodontol**. 1993; 64:542-46.

Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Higginbottom, FL, Cochra NDL. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. **Clin Oral Impl Res**. 2000; 11:1-11.

Hong HL & Brunette DM. Effect of cell shape on proteinase secretion by epithelial cells. **Journal of Cell Science**. 1987; 87:259-67.

Hormia M & Kononen M. Immunolocalization of fibronectin and vibronectin receptors in human gingival fibroblasts spreading on titanium surfaces.The peri-implant mucosa. In: Lindhe J, KARRING T & LANG NP, **Journal of Periodontal Research**. 1994; 29:146-52.

Hutchings IM. Tribology – friction an Wear of Engineering Materials. **Cambridge Arnold**; 1992.p.273.

James RA. Peri-implant considerations. **Dent Clin North Am.** 1980; 24(3):415-20.

Jones FH. Teeth and bones: applications of surface science to dental materials and relates biomaterials. **Surface Science Reports.** 2001; 42:75-205.

Kawahara D, Hashimoto K. Morphologic studies on the biologic seal of titanium dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13:457-64.

Keenan MP, Shillingburg HT, Duncanson MG, Wade CK. Effects of cast gold surface finishing on plaque retention. **J Prosthet Dent.** 1980; 43:168-73.

Kingle B. Implants in relation to natural teeth. **J. Clin. Periodontol.** 1991; 18:482-87.

Kononen M, Hormia M, Kivilahti J, Hautaniemi J & Thesleff I. Effect of surface processing on the attachment, orientation, and proliferation of human gingival fibroblasts on titanium. **Journal of Biomedical Material Research.** 1992; 26:1325-41.

Lavelle CL Mucosal seal around endosseous dental implants. **J Oral Implantol.** 1981; 9:357-71.

Lie, T. Morphological studies on dental plaque formation. **Acta Odontol Scand.** 1979; 37:73-85.

Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Lilienberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. **Clin Oral Impl Res.** 1992; 3:9-16.

Lindhe J. & Berglundh T. The peri-implant mucosa. In: Lindhe J, Karring T & Lang NP. **Clinical Periodontology and implant dentistry:** Copenhagen; 1997.p.862-872.

Linguist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrates prostheses. *J Prosth Dent*. 1988;59:59-63.

Mccollum J, O'neal RB, Brennan WA, Van Dycke TE, Horner JA. The effect of titanium implant abutment surface irregularities on plaque accumulation in vivo. *J Periodontol*. 1992; 62:802-805.

Mckinney RV, Steflik DE, Koth DL. Evidence for junctional epithelial attachment to ceramic dental implants. A transmission electron microscopic study. *J Periodontol*. 1985; 56:579-91.

Mustafa K, Wennerberg A, Hultenby K, Arvidson K. The influence of surface topography of ceramic abutment on the attachment and proliferation of human oral fibroblast. *Biomaterials*. 2005; 26:378-81.

Nyvad B, Fejerskov O. Scanning electron microscopy of early microbial colonization of human enamel and root surface in vivo. *Scand J Dent Res*. 1987; 95:287-96.

Oliveira SR. **Estudo comparativo da topografia superficial entre abutments de titânio de diferentes marcas comerciais.** [dissertação] Uberlândia: Faculdade de Odontologia/UFU; 2005.

Quirynen M, Van Steenberghe D. Is early plaque growth rate constant with time? *J Clin Periodontol*. 1989; 16:278-283.

Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ. The influence of surface free-energy on planimetric plaque growth in man. *J Dent Res*. 1989; 68(5):796-99.

Quirynen M, Listgarten M. The distribution of bacterial morphotypes around natural teeth and titanium implants ad modum Brånemark. **Clin Oral Impl Res.** 1990; 1:8-12.

Quirynen M, Van Der Mei H C, Bollen CML, Schotte A, Marechal L, Doornbusch GI, *et al.* An in vivo study on the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. **J Dent Res.** 1993; 72:1304-09.

Quirynen M, Bollen CML, Willems G, Van Steenberghe, D. Comparison of surface Characteristics of Six Commercial Pure Titanium Abutments. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1994; 9(1): 71-76.

Quirynen M, Papaioannou W, Eldere JV, Steenberghe DV. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: Short-Term observations. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1996; 11(2):169-78.

Quirynen M, Bollen CML, Papaioannou W, Eldere JV, Steenberghe DV, Schepers E^a. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. **Clin Oral Impl Res.** 1996; 7:201-11.

Rapley JW, Swans RH, Hallmon WW, Mills MP. The surface characteristics produced by various oral hygiene instruments and materials on titanium implant abutments. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1990; 5:47-52.

Ratner BD. **Surface Characterization of Biomaterials.** Amsterdam: Elsevier; 1996.

Shierano G, Ramieri G, Aimetti M. Organization of the connective tissue barrier around long term loaded implant abutment in man. **Clin Oral Implants Res.** 2002; 13:460-64.

Schwartz Z, Boyan BD, Underlying mechanisms at the bone-biomaterial Interface. **J Cell Biochem.** 1994; 16:340-47.

Sennerby L, Lekholm U, Erikson LE. Soft tissue response to clinically retrieved titanium cover screws reimplanted in the rat abdominal wall. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1989;4:233-39.

Ten Cate R, The gingival junction. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prothesis: Osseointegration in clinical dentistry. **Quintessence Publ. Co.** 1985; 145-53.

Turesky S, Renstrup G, Glickman I. Histologic and histochemical observations regarding early calculus formation in children and adults. **J Periodontol.** 1961; 32:7-14.

Van Steenberghe D, Kingle B, Linden U, Quirynen M, Hermann I, Garpland C. Periodontal indices around natural and titanium abutments: a longitudinal multicentre study. **J Periodontol.** 1993; 63:538-41.

Waerhaug J. Effect of rough surfaces upon gingival tissue. **J Dent Res.** 1956; 35:323-25.

Wennerberg A, Ohsson R, Rosem BG, Andersson B. Characterizing three-dimensional topography of engineering and biomaterial surfaces by confocal laser scanning and stylus techniques. **Med Eng Phys.** 1996; 7(2):548-56.

Wennerberg A, Sawase T, Hallgren C, Albrektsson T. Chemical and topographical surface analysis of five different implant abutments. **Clin Oral Impl Res.** 2000; 11:44-50.

Wennerberg A, Sennerby L, Kutje C, Lekholm U. Some soft characteristics at implant abutment with different surface topography. A study in humans. **Clin Oral Impl Res.** 2003; 30:88-94.

OBRAS CONSULTADAS

Bonachela WC, Rossetti PHO. **Overdentures: das Raízes ao Implantes Osseointegrados**. São Paulo: Santos; 2002

Bussab WO, Morettin PA. **Estatística Básica**. São Paulo: Saraiva; 2003.

Estrela C. **Metodologia Científica - ensino e pesquisa em odontologia**. São Paulo: Artes Médicas; 2001.

Ferreira AB. **Novo dicionário da língua portuguesa**. Rio de Janeiro: Nova Fronteira; 1995.

Siegel S. **Estatística não-paramétrica, para as ciências do comportamento**. São Paulo: McGraw-Hill do Brasil; 1975.

Silva AM, Pinheiro MSF, De Freitas NE. **Guia para normalização de trabalhos técnico-científico**. Uberlândia: Edufu, 2003.

7-ANEXOS

7.1 – Aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia.



Universidade Federal de Uberlândia
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP
Av. João Naves de Ávila, nº 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG –
CEP 38400-089 - FONE/FAX (34) 3239-4131

PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA Nº 375/05

Registro CEP: 165/05

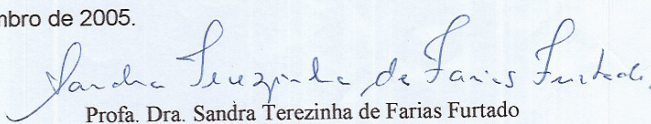
Projeto Pesquisa: *"Avaliação microbiológica comparativa da retenção da placa bacteriana em abutments empregados na implantodontia"*

Pesquisador Responsável: Denildo de Magalhães

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto, com a seguinte recomendação:
- Esclarecer o tipo de moeda utilizada no orçamento.

Situação: Projeto aprovado com recomendação.

Uberlândia, 16 de dezembro de 2005.



Prof. Dra. Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora do CEP/UFU

TERMO DE CONSCIENTIZAÇÃO

Eu _____,
portador (a) da carteira de identidade nº _____, nascido(a)
em ____/____/____ residente à Av./Rua _____
_____, nº _____, bairro
_____, cidade _____, estado _____.

Reconheço e estou ciente de estar participando, voluntariamente ,
como paciente da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de
Uberlândia. Estou de acordo, consciente e autorizo, a instalação da prótese
tipo “overdenture”, bem como a posterior análise microbiológica dos
diferentes abutments utilizados, por ocasião de pesquisas ou trabalhos
científicos que se fizerem necessários. Estou ciente que posso abandonar a
presente pesquisa a qualquer momento sem que isso me cause qualquer
prejuízo.

Declaro, portanto para os devidos fins de direito, que as informações
e declarações por mim prestadas são verdadeiras.

Por estar ciente e de acordo, assino a presente declaração

Uberlândia, ____ de _____ de 2006

Camila de Freitas Gomes: 3235 8453

Cep/UFU: 3239 4131

Anexo 02- Modelo do Termo de Conscientização.