UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

MARCELO BARBOSA RAMOS

**Avaliação da capacidade de selamento de intermediários
UCLA em um sistema de implante de hexágono externo.**

BAURU
2013

MARCELO BARBOSA RAMOS

**Avaliação da capacidade de selamento de intermediários
UCLA em um sistema de implante de hexágono externo**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Bauru, Universidade de São Paulo, como
parte dos requisitos para obtenção do título de
Doutor em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação oral.
Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

BAURU
2013

Ramos, Marcelo Barbosa

R147a **Avaliação da capacidade de selamento de intermediários UCLA em um sistema de implante de hexágono externo**

/ Marcelo Barbosa Ramos. -- Bauru, 2013.

60 p.: il. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

MARCELO BARBOSA RAMOS

Dados Curriculares

<i>19 de Janeiro de 1974</i>	Nascimento – Fortaleza-CE
<i>Filiação</i>	Sylvio Romero de Saboya Ramos Yolanda Barbosa Ramos
1994-1998	Curso de Graduação em Odontologia - Universidade Federal do Ceará - UFC/CE.
2001-2002	Especialização em Prótese Dentária - Universidade Federal do Ceará- UFC/CE.
2005-2007	Prática Profissionalizante – Departamento de Prótese - Faculdade de Odontologia de Bauru - USP
2007-2009	Mestrado em Reabilitação Oral – Faculdade de Odontologia de Bauru – USP
2009-2013	Doutorado em Ciências Odontológicas Aplicadas – Área concentração: Reabilitação Oral – Faculdade de Odontologia de Bauru – USP

Dedicatória

A *Deus*,

por me fazer acreditar que tudo é possível quando se tem fé e por estar ao meu lado,
incondicionalmente, amparando-me em seus braços confortantes.

“Pois eu sei os planos que tenho para vós, diz o Senhor, planos de paz, e não de mal,
para vos dar uma esperança e um futuro” (Jr 29:11).

À minha esposa, *Karla*

Mulher sonhadora, batalhadora, amiga, dedicada e sobretudo íntegra. Muito mais que
companheira, pela dedicação e ajuda direta neste projeto, por seu amor, compreensão e
carinho vivenciados durante todos esses anos. Com você, tenho sonhado e crescido
diariamente. Minha admiração por você é infinita e a vitória é nossa!!!

Aos meus pais, *Sylvio e Yolanda*,

pelo amor incondicional que sempre demonstraram por mim e por nossa família. Obrigado
por cada conselho, cada palavra de apoio, por serem vozes da experiência que me
inspiram na luta pelos meus ideais.

Aos meus irmãos, *Silvio, Vanessa, Alexandre e Leonardo*,

embora distantes me ajudaram na minha formação como ser humano e cidadão, pelas
conversas e trocas de experiências. Agradeço pela ajuda e compreensão durante essa fase.

Agradecimentos Especiais

Ao Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro, por ser nosso grande mestre e um exemplo de dedicação e humildade. Obrigado pela oportunidade de me transformar em um professor, abrir as portas e estimular meu desenvolvimento profissional. Obrigado pela orientação concisa, porém objetiva, e por não poupar esforços em me ajudar.

Ao Prof. Dr. Estevam Augusto Bonfante, amigo e co-orientador, agradeço a importância que teve na viabilização e execução deste trabalho. Obrigado por todos os ensinamentos, pelo compromisso e seriedade com que encara os desafios. Estevam, espero seja o primeiro de vários trabalhos que faremos juntos pela frente.

Aos Professores Doutores de Departamento de Prótese: Accácio Lins do Valle (pela amizade e pela visão clínica transmitida durante toda minha formação), Carlos dos Reis Pereira de Araújo (pela eloquência e habilidade em se expressar), Gerson Bonfante (pelos relevantes conhecimentos e conselhos transmitidos, e pelo senso crítico nas discussões e conversas amigas informais), José Henrique Rubo (pela calma, tranquilidade e leveza de pessoa), Lucimar Falavinha Vieira (pelo carinho e amizade desde a época do estágio), Karin Hermana Neppelenbroek (pela velocidade de raciocínio), Milton Carlos Gonçalves Salvador “in memoriam” (nosso eterno mestre da prótese total), Paulo César Rodrigues Conti (pelas cobranças, mas sobretudo estimulando o desenvolvimento e facilitando os trâmites burocráticos na pós-graduação), Paulo Martins Ferreira (como a odontologia é fácil vendo o Sr. trabalhar!!!), Pedro César Garcia de Oliveira (pela simplicidade e confiança em várias parcerias de trabalho), Ana Lúcia (recente e bem vinda aquisição do departamento) Renato de Freitas, Vinícius Carvalho Porto, Wellington Cardoso Bonachela, pelos conhecimentos, pelo carinho e amizade durante este tempo.

Aos amigos doutorandos antigos: Thiago, Murilão, Jeffinho; **aos atuais:** Fábio, Paulo, Vina, Lanza, Marcela, Priscila e Bruno; **e aos novos:** Luiz, Luana, Max Dória, Máx Laurent, Livia e demais pela contribuição e participação em muitas atividades durante o curso. Espero que eu possa significar a vocês ao menos um pouco daquilo que vocês simbolizam para mim.

Aos funcionários e amigos do Departamento de Prótese, Cláudia, Déborah, Marcelo, Riva, Val, pela dedicação, colaboração e ajuda, e por serem amigos de todas as horas. **Aos funcionários do Departamento de Bioquímica, Ovídio, Telma, Larissa e a todos amigos aqui representados pela Profa. Dra. Marília Afonso Rabelo Buzalaf** pela contribuição e ajuda nos teste realizados.

Ao funcionário Edimauro de Andrade, pela presteza e significativa ajuda na coleta das imagens deste estudo.

Aos Profs. Daniel Manaus e Aline Siqueira, pela amizade e contribuição inestimável no meu aprendizado durante o curso de implantodontia.

Ao Prof. Dr. Heitor Honório, pela amizade e suporte estatístico deste trabalho.

Agradecimentos Institucionais

Ao **Prof. Dr. João Grandino Rodas**, digníssimo reitor da Universidade de São Paulo, representante maior desta instituição que orgulha tanto a nossa nação;

Ao **Prof. Dr. José Carlos Pereira**, digníssimo Diretor da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo e da vice-diretora Prof^a Dra. Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado.

Ao **Prof Dr. Paulo César Rodrigues Conti**, digníssimo Presidente da Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru, pela relevante importância na nossa formação acadêmica;

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES**, pela concessão da bolsa, viabilização de minha formação e execução deste trabalho.

RESUMO

Avaliação da capacidade de selamento de intermediários UCLA em um sistema de implante de hexágono externo

Objetivo. Avaliar a capacidade de selamento e a adaptação de intermediários UCLA, com ou sem uma cinta de cobalto-cromo (CoCr), em um sistema de implante de hexágono externo.

Materiais e métodos. 120 implantes hexágono externo (Sistema de Implante Nacional - SIN, SP, Brazil) foram divididos em dois grupos (n=60) para receber intermediários UCLA de 6 fabricantes (n=10), com ou sem cinta pré-fabricada de CoCr (n=60). Os intermediários foram fundidos e subdivididos em 12 grupos da seguinte forma: M (Microplant), I (Impladen), S (SIN), Sv (Signo Vincennes), T (TitaniumFix), and B (Bionnovation). A capacidade de selamento foi determinada pela colocação de 0.7 µL de azul de toluidina, 0.1% (TB) no espaço interno dos implantes antes do torque nos intermediários. Os espécimes implante-intermediários foram colocados dentro de tubos de 2.0 mL, contendo 0.7 mL de água destilada, a fim de manter a interface implante-intermediário submersa. Amostras de 100 µl foram coletadas após 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 e 144 horas de incubação para medição da absorbância em um espectrofotômetro e devolvidos para medidas subsequentes. Para análise estatística, foram empregados o teste ANOVA a dois critérios ($p < 0.05$) e o teste de Tukey. Microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi usado para visualização da adaptação da interface implante-intermediário.

Resultados. Os grupos M, Sv, e T sem cinta CoCr apresentaram completa liberação de corante (TB) em 1 h, enquanto que nos grupos I, S, e B, a liberação do corante ocorreu em 3, 24 e 96 h, respectivamente. Para os intermediários com cinta pré-fabricada, a completa liberação de corante ocorreu em 6 h para o grupo S, em 24 h para os grupos Sv, T e B, e em 72 h para os grupos M e I. Foram observados desajustes na interface implante/intermediário em todos os grupos. Os desajustes mais evidentes foram observados para os grupos M e T, sem cinta de CoCr.

Conclusões. A completa liberação de corante foi observada em diferentes períodos de tempo para todos intermediários UCLA, independentemente, da presença ou não da cinta CoCr. Foram observados espaços ou desajustes na interface implante/intermediário em todos os grupos

Palavras-chave: implantes dentais; conexão implante-intermediário; “gap”; microvazamento; selamento; espectrofotometria.

ABSTRACT

Evaluation of UCLA implant-abutment sealing

Purpose. To evaluate the effect of the presence of a prefabricated cobalt-chromium (CoCr) margin in a universal castable long abutment (UCLA) in the sealing capability and fit of the implant-abutment mating zone.

Materials and methods. One-hundred and twenty external hexagon implants (SIN, SP, Brazil) were divided in two groups (n=60 each) to receive UCLA abutments from 6 manufacturers (n=10 each) either with or without a CoCr margin (n=60 each). Abutments were cast and 12 groups were formed and named as: M (Microplant), I (Impladen), S (SIN), Sv (Signo Vincens), T (TitaniumFix), and B (Bionnovation). Sealing was determined by placing 0.7 µL of 0.1% toluidine blue (TB) in the implant wells before abutment torquing. Implant-abutment samples were placed into 2.0 mL vials containing 0.7 mL of distilled water to maintain the implant-abutment interface submerged. Aliquots of 100 µL of water were retrieved at 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 and 144 hours incubation times for absorbance measurement in a spectrophotometer, and returned for repeated measurements. Two-way ANOVA ($p < 0.05$) and Tukey's test were used. Scanning electron microscopy (SEM) was used for observation of the implant-abutment fit.

Results. Groups M, Sv, and T without the CoCr margin resulted in complete release of TB at 1 h, whereas I, S, and B did at 3, 24 and 96 h, respectively. Complete leakage in abutments with the prefabricated margin occurred at 6 h for S, 24 h for Sv, T and B, and 72 h for M and I. Implant/abutment gaps were observed in all groups. A poorer fit was depicted for groups M and T without the CoCr margin.

Conclusions. Complete leakage was observed for all UCLA abutments regardless of the presence of the CoCr margin. Implant-abutment gaps were observed for all groups.

Key words: dental implant; implant-abutment connection; gap; microleakage; in vitro; spectrophotometry.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

- Figura 1 (A-F)** Os implantes foram mantidos verticalmente por meio de um torno e os orifícios internos foram preenchidos com corante. Os intermediários foram parafusados e torqueados com 32Ncm e introduzidos em frascos com água destilada.....26
- Figura 2** Microscopia eletrônica de varredura da interface implante-intermediário para os grupos sem cinta metálica pré-fabricada: A) Microplant, B) Impladen, C) SIN, D) Signo Vines, E) Titanium Fix, F) Bioinnovation.....33
- Figura 3** Microscopia eletrônica de varredura da interface implante-intermediário para os grupos com cinta metálica pré-fabricada: A) Microplant, B) Impladen, C) SIN, D) Signo Vines, E) Titanium Fix, F) Bioinnovation.....35

- GRÁFICOS

- Gráfico 1** Curva de calibração determinada por meio de regressão linear pela colocação de incrementos de azul de toluidina (TB) de 0.1 µL a 0.7µL em um volume de água destilada.....24
- Gráfico 2A** Liberação do corante em função tempo de incubação para os grupos sem cinta pré-fabricada . M: Microplant, S: SIN, I: Impladen, SV: Signo Vines, TF: Titanium Fix; Bioinnovation.....31
- Gráfico 2 B** Liberação do corante em função do tempo de incubação para os grupos com cinta de 2 mm CoCr. M: Microplant, S: SIN, I: Impladen, SV: Signo Vines, TF: Titanium Fix; Bioinnovation.32
-
-

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	porcentagem
<	menor
EUA	Estados Unidos da América
TB	azul de toluidina
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
g	grama
Ncm	newton x centímetros
µL	microlitro
mL	mililitro
nm	nanômetro
mm	milímetro
kV	kilovolt
p	nível de significância

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA	11
2	PROPOSIÇÃO	17
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	21
3.1	Preparação dos espécimes	23
3.2	Teste de capacidade de selamento	24
3.3	Microscopia eletrônica de varredura.....	27
3.4	Análise estatística.....	27
4	RESULTADOS	29
5	DISCUSSÃO	37
6	CONCLUSÕES	43
	REFERÊNCIAS	47
	ANEXOS.....	55

1 INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

1 INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

O protocolo introduzido por Branemark e colaboradores, em 1977, estabeleceu a necessidade de se esperar um período de cicatrização óssea que varia de quatro a seis meses, para então o implante entrar em função. Apesar do progresso que a osseointegração e o uso de implantes apresentam, o tempo de tratamento ainda trás desconforto para os pacientes que optam pelo tratamento com implantes osseointegrados. Mais recentemente, com o intuito de reduzir o tempo de tratamento, os procedimentos de carga imediata passaram a ser tornar mais frequentes e com resultados cada vez mais promissores.

Em relação à perda óssea periimplantar, existe consenso na literatura de que ocorre 1 mm de perda óssea (em média) no primeiro ano de função e 0,1 mm nos anos subsequentes (ADELL R, 1981). Diferentes causas estão descritas na literatura para a perda óssea precoce ao redor do implante, entre as quais pode-se citar: trauma cirúrgico, posicionamento dos implantes, formação do espaço biológico, “gap” entre o implante e o intermediário, técnica cirúrgica e o desenho do implante. O sucesso da osseointegração é determinado clinicamente pela ausência de mobilidade do implante e pela ausência de dor e de inflamação que afeta os tecidos moles e duros (ALBREKTSSON T, 1986). A maior parte dos insucessos dos implantes ocorre por infecção bacteriana (QUIRYNEN et al., 1994), (JANSEN VK, 1997).

Diversos estudos tem sido realizados para caracterizar as taxas de complicações biológicas e técnicas na implantodontia, especialmente, os publicados por meio de revisões sistemáticas, envolvendo implantes com próteses unitárias (JUNG et al., 2008) e próteses fixas (PAPASPYRIDAKOS et al., 2012a). Além disso, tem sido demonstrado mais comumente estudos “in vitro”, enquanto que trabalhos de avaliações clínicas de próteses e satisfação do paciente são escassos (PAPASPYRIDAKOS et al., 2012b).

Geralmente, uma reabilitação implanto-suportada é composta por um implante endósseo que se conecta a um intermediário transmucoso para receber uma restauração protética unitária ou múltipla. A localização desta conexão pode ser

abaixo, ao nível ou acima da crista óssea alveolar. Independentemente da localização e do tipo de conexão (interna ou externa), é importante que uma melhor adaptação entre a interface implante-intermediário seja conseguida para favorecer a distribuição das tensões entre os componentes e minimizar uma resposta biológica negativa do organismo, de forma a impedir a colonização bacteriana nesta interface (COELHO PG, 2008), (DIBART S, 2005), (DUARTE ARC, 2006). A colocação de uma interface intermediário-implante ao nível do osso alveolar tem sido associada à presença de infiltrado celular inflamatório e perda de massa óssea (BROGGINI N, 2003). Foi demonstrado que após a segunda etapa cirúrgica, ocorre a remodelação óssea que pode conduzir a uma redução de sua dimensão, tanto horizontal como verticalmente (CARDAROPOLI G, 2006).

Para manter a estabilidade de conexão, é essencial que as forças induzidas por destorque das cargas funcionais não excedam a força de ligação entre o implante e o intermediário obtida pela ativação do parafuso (MCGLUMPHY EA, 1998), (JORNEUS L, 1992), (PATTERSON EA, 1992). Considerando-se o comportamento das conexões parafusadas, a força de aperto entre as duas superfícies é maximizada e mais estável quando não estão presentes “gaps” entre eles (Bickford Jr, 1981).

Alguns estudos têm mostrado que os componentes do implante e do osso alveolar parecem tolerar algum grau de desajuste (CARR AB, 1996), (KAN JYK, 1999), (JEMT T, 1996), mas o grau de adaptação marginal que poderia ser considerado clinicamente aceitável ainda não foi estabelecido (HECKER DM, 2003; Tan KB, 1995), (WATANABE F, 2000).

Vários métodos têm sido propostos para avaliar o desajuste da interface implante-intermediário. Investigações da capacidade de vedação bacteriana (COELHO PG, 2008), (DIBART S, 2005), (DUARTE ARC, 2006), (DECONTO MA, 2010), ou migração de corante a partir da cavidade interna do implante (COELHO PG, 2008), (LORENZONI FC, 2011) tem sido cada vez mais frequentes. Estudos que analisam diretamente a interface implante-intermediário também tem sido realizados com raios-X (PAPAVASSILIOU H, 2010), microscopia eletrônica de varredura (TSUGE T, 2008), (KANO SC, 2007) e radiação do tipo raios-X de alta densidade síncrotron (RACK et al., 2010). Outro estudo avaliou o desajuste da

interface através de um corte transversal no implante e intermediário que permitiu uma observação mais abrangente da adaptação ao longo da interface implante-intermediário (COELHO AL, 2007). Esses estudos mostraram que a maioria das interfaces implante-intermediário não resultou em uma conexão perfeitamente selada.

Testes recentes de selamento entre implante com hexágono externo-intermediário mostraram que interfaces de diferentes fabricantes apresentam infiltração semelhante em observações temporais (LORENZONI FC, 2011), isto é, observações ao longo do tempo.

2 PROPOSIÇÃO

2 PROPOSIÇÃO

No presente estudo foi levantada a hipótese de que os intermediários personalizados universais (UCLA) de diferentes fabricantes apresentariam melhor adaptação com a superfície do implante, e conseqüentemente, melhor capacidade de selamento da interface, devido à presença de uma cinta marginal pré-fabricada de cromo-cobalto (CoCr) na interface em comparação com pilares UCLA sem cinta. Foram testadas as seguintes hipóteses:

- 1) a capacidade de selamento da conexão implante-intermediário com cinta de CoCr será superior aos intermediários sem cinta metálica;
- 2) a observação da interface implante-intermediário em microscópio eletrônico de varredura mostrará resultados relacionando grupos com maior liberação de corante nos grupos com desajuste na interface qualitativamente inferior.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Preparação dos espécimes

Cento e vinte implantes com hexágonos externos (Sistema de Implante Nacional - SIN, São Paulo, SP, Brazil) de 4,1 mm diâmetro, foram randomicamente divididos em dois grupos (n=60) para receber intermediários personalizados do tipo UCLA, com e sem cinta metálica pré-fabricada de CoCr de 6 diferentes fabricantes. O primeiro grupo consistiu de implantes que receberam intermediários com cinta pré-fabricada de CoCr e o restante do corpo de plástico e, o segundo grupo sem cinta metálica, composto apenas de um intermediário de plástico dos mesmos fabricantes do grupo acima supracitado.

Os dois grupos foram subdivididos de acordo com os fabricantes dos intermediários empregados: grupo M (Microplant, Sistema de Próteses, São Paulo, Brazil), grupo I (Impladen, Prodem Produtos Odontológicos Ltda, Rio de Janeiro, RJ, Brazil), grupo S (SIN, Sistema de Implante Nacional, São Paulo, Brazil), grupo SV (Signo Vines Equipamentos Odontológicos Ltda, Campo Largo, Paraná, Brazil), grupo T (Titanium Fix, A. S. Technology Componentes Especiais LTDA, São José dos Campos, SP, Brazil) e grupo B (Bionnovation Biomedical, Bauru, SP, Brazil).

Os intermediários de ambos os grupos foram encerados e fundidos com uma liga de CoCr (Wirobond-280, Bego, Alemanha) por um técnico experiente e que desconhecia a marca do intermediário. Um total de 12 grupos foram formados de acordo com a presença ou ausência da cinta pré-fabricada de CoCr. Após a fundição foram feitos pequenos ajustes internos a fim de remover bolhas e irregularidades que eventualmente estavam presentes entre interface intermediários/implante. Os intermediários foram assentados e parafusados em seus respectivos implantes com um torque de 32 Ncm por meio de um torquímetro (Sistema de Implante Nacional, São Paulo, SP, Brasil), seguindo a recomendação do fabricante.

3.2 Teste de capacidade de selamento

Os implantes e seus intermediários foram primeiramente submetidos aos testes de capacidade de selamento e, em seguida, o desajuste das interfaces foram observadas em MEV.

Para quantificar a liberação do corante (azul de toluidina, TB) em água destilada, uma curva de calibração foi realizada através de um gráfico de regressão linear. Para isso, incrementos de 0.1 μL a 0.7 μL de azul de toluidina foram adicionados com auxílio de uma pipeta automática (Eppendorf Research Pro, Westbury, USA) em 0,7 mL de água destilada e colocada em frascos de 2,0 mL. Em seguida, as amostras foram levadas em um espectrofotômetro (Fluostar Optima—BMG, Labotech, Offenburg, Germany) para determinar a concentração do corante na solução, a partir do gráfico de variação de absorbância em função da concentração de da solução-padrão (Lei de Beer-Lambert).

Gráfico 1. Curva de calibração determinada por meio de regressão linear pela colocação de incrementos de azul de toluidina (TB) de 0.1 μL a 0.7 μL em um volume de água destilada.

OBS: Curva de calibração é a relação gráfica entre os valores de absorbância (A) e os de concentração (C). Com base na análise gráfica, é possível verificar a linearidade da reação e calcular um fator de conversão de valores de absorbância em concentração. A curva é determinada pela equação da reta: $y = ax + b$, onde “y” é a variável dependente, (absorbância); “x” é a variável independente (concentração); e “a” é o ponto onde a reta intercepta y”. R^2 é o erro, e quanto mais próximo de 1, menor o erro.

A absorvância do azul de toluidina dissolvido em água (Gráfico 1) foi quantificada em um espectrofotômetro calibrado para um comprimento de onda de 560 nm (Fluostar Optima—BMG, Labotech, Offenburg, Germany). **Absorvância, absorbância ou absorvência** é a capacidade intrínseca dos materiais em absorver radiações em frequência específica. Usualmente, tal propriedade é empregada na análise de soluções em química analítica.

A quantidade máxima de 0,7 mL foi determinada em estudo piloto a partir de um estudo prévio (LORENZONI FC, 2011) que indicou que este volume era suficiente para cobrir a interface implante-intermediário, evitando o preenchimento do orifício do parafuso do intermediário. Amostras de cada incremento foram analisadas no espectrofotômetro a um comprimento de onda de 560 nm, para a aquisição dos valores de absorvância que foram utilizados para compor a curva de absorbância. O ponto de partida para a formulação da curva foi da água destilada pura (ausência total de corante). A curva de calibração foi determinada pela análise de regressão linear (linha de melhor ajuste), considerando a absorvância em função da quantidade de azul de toluidina.

Os implantes foram presos verticalmente em um torno fixado em bancada (Figura 1A). Em seguida, 0,7 μ L de azul de toluidina foi dispensado no orifício interno do implante com uma pipeta automática (Figura 1B). Subsequentemente, os intermediários foram posicionados e os parafusos apertados até 32 Ncm, conforme recomendações do fabricante, usando uma chave de torque (TMEC, SIN-Sistema de Implante Nacional, São Paulo, Brazil) (Figura 1C e 1D).

Os espécimes foram colocados no interior dos frascos com capacidade de 2,0 mL (Eppendorf Research Pro, Westbury, USA), preenchidos com 0,7 mL de água destilada para assegurar que apenas a interface implante-intermediário permanecesse imersa (Figura 1E). Os frascos contendo os implantes foram tampados e mantidos em temperatura ambiente ao longo do teste (Figura 1F).

Figura 1 (A-F). Os implantes foram mantidos verticalmente por meio de um torno e os orifícios internos foram preenchidos com corante. Os intermediários foram parafusados e torquados com 32Ncm e introduzidos em frascos com água destilada.

Amostras das soluções foram retiradas do frasco com 100 μ L (n=3 para cada implante) e adquiridas após os períodos de incubação de 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 e 144 horas, usando uma pipeta automática. Cada amostra foi transferida para o respectivo casulo da microplaca (TPP 96, Techno Plastic Products AG, Trasadingen, Switzerland) para avaliação da absorvância no espectrofotômetro.

Imediatamente após a medição, o conteúdo da microplaca foi devolvido para os frascos contendo os implantes. Assim que um grupo apresentasse liberação total do corante, subsequentes medições de absorvância eram suspensas e os testes dados como finalizados.

3.3 Microscopia eletrônica de varredura

Os espécimes foram submetidos a avaliação da adaptação marginal no microscópio eletrônico de varredura (Model 3500S, Hitachi Ltd., Osaka, Japan) com uma tensão de aceleração de 15 kV e uma ampliação de 35x. Todos os espécimes dos grupos foram submetidos ao mesmo protocolo de imagem e avaliados perpendicularmente à junção implante-intermediário.

3.4 Análise estatística

A média dos três valores de absorvância obtido para cada espécime foi determinada e usada para a análise estatística (ANOVA a 2 critérios), com medidas repetidas ao nível de significância de 95% e testes de Tukey para comparações múltiplas ($p > 0.05$).

4 RESULTADOS

4 RESULTADOS

A calibração da curva de absorbância foi linear em relação ao aumento da concentração de azul de toluidina de 0,1 μ L até 0,7 μ L, dissolvido em 2,0 μ L de água destilada, apresentando um R^2 de 0.98424 (gráfico 1).

A análise de variância a dois critérios (cinta e fabricantes) com medidas repetidas (tempo) mostrou que não houve diferença significativa na liberação de corante entre os grupos com ($p > 0.05$) e sem cinta pré-fabricada ($p > 0.05$). A relação de absorvância em função do tempo de incubação teve um intervalo de confiança de 95% para os diferentes sistemas de intermediários como pode ser visualizado nos gráficos 2A e 2B.

Como tendência geral, todos os intermediários, independentemente da presença ou não da cinta pré-fabricada, apresentaram aumento na absorbância em função do tempo, com significativa diferença entre o tempo de incubação para alguns grupos ($p < 0.05$). No entanto, ocorreu uma liberação completa e mais rápida de corante em 1 h para os grupos M, Sv, e TF sem cinta de CoCr. O grupo I sem cinta resultou na liberação completa de corante em 3 h, seguido pelos grupos S em 24 h e B em 96 h (gráfico 2A).

Gráfico 2A. Liberação do corante em função tempo de incubação para os grupos sem cinta pré-fabricada . M: Microplant, S: SIN, I: Impladen, SV: Signo Vincres, TF: Titanium Fix; Bioinnovation.

Os grupos com cinta de CoCr não apresentaram diferenças estatística em comparação com os grupos sem cinta ($p > 0.05$). No entanto, a liberação total de corante (TB), em geral, ocorreu após um maior tempo de incubação (gráfico 2B). Para o grupo S, a máxima liberação ocorreu em 6 h, seguido pelos grupos SV, TF e B em 24 h. Grupos M e I mostraram uma completa liberação em 72 h (gráfico 2B).

Gráfico 2 B. Liberação do corante em função do tempo de incubação para os grupos com cinta de 2 mm CoCr. M: Microplant, S: SIN, I: Impladen, SV: Signo Vincés, TF: Titanium Fix; Bioinnovation.

A avaliação realizada no microscópio eletrônico de varredura mostrou a presença de desajuste em todos os grupos (figura 2). A imagem mostra nítidos desajustes para os grupos M (Figura 2A) e TF sem cinta de CoCr (Figura 2E).

Figura 2. Microscopia eletrônica de varredura da interface implante-intermediário para os grupos sem cinta metálica pré-fabricada: A) Microplant, B) Impladen, C) SIN, D) Signo Vinces, E) Titanium Fix, F) Bioinnovation.

A figura 3 mostra as imagens para os grupos com cinta de CoCr .

Figura 3. Microscopia eletrônica de varredura da interface implante-intermediário para os grupos com cinta metálica pré-fabricada: A) Microplant, B) Impladen, C) SIN, D) Signo Vincés, E) Titanium Fix, F) Bioinnovation.

5 DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

Apesar das altas taxas de sucesso das próteses sobre implantes a tentativa de reduzir complicações tem fomentado o desenvolvimento de estudos tanto laboratoriais (JANSEN VK, 1997), (DUARTE ARC, 2006), (WATANABE F, 2000), (DECONTO MA, 2010), (LORENZONI FC, 2011), (COELHO AL, 2007), (FREITAS-JUNIOR et al., 2012), quanto clínicos (KAN JYK, 1999), (SCARANO A, 2005), (PAPAVASSILIOU H, 2010) e revisões sistemáticas (JUNG et al., 2008), (PAPASPYRIDAKOS et al., 2012a), (PAPASPYRIDAKOS et al., 2012b). O controle das cargas biomecânicas recebidas pelo sistema prótese, parafusos, intermediários, implantes e suporte ósseo são fatores fundamentais para a longevidade do tratamento e a escolha do tipo de conexão deve ser realizada e definida com base nos critérios de sucesso estabelecidos para o tratamento com implantes (ADELL R, 1981), (PAPASPYRIDAKOS et al., 2012b).

Notavelmente, décadas após o lançamento do sistema de hexágono externo, esse tipo de conexão ainda é o mais utilizado em todo o mundo (PAPAVASSILIOU H, 2010), (TSUGE T, 2008), (BINON, 2000). Uma avaliação da utilização de intermediários de implantes no mercado brasileiro, mostrou que as conexões do tipo hexágono externo representam 58% das vendas, seguido das conexões internas cônicas (27%) e conexões internas sextavadas (15%) (IDATA_RESEARCH, 2011).

O presente estudo “in vitro” avaliou a capacidade de selamento utilizando a técnica de quantificação espectrofotométrica e a adaptação marginal através de observação em microscopia eletrônica de varredura, de um sistema de implante com hexágono externo e dois tipos de intermediários personalizadas UCLA, com ou sem cinta pré-fabricada, fabricados por 6 indústrias (COELHO PG, 2008), (COELHO AL, 2007 ; LORENZONI FC, 2011).

Os resultados indicaram que a liberação de corante na interface implante-intermediário para o meio externo, em um cenário clínico podem servir de caminho de duas vias para a entrada e saída de uma grande variedade de bactérias, que sob carga, pode ser preocupante especialmente em relação à contaminação bacteriana. A liberação de fluído bidirecional e a penetração bacteriana já estão descritas na

literatura (QUIRYNEN et al., 1994), (JANSEN VK, 1997), (BESIMO CE, 1999). Avaliações específicas de ciclagem mecânica realizadas nas interfaces de implantes com conexões cônicas e intermediários também apontaram a incapacidade desses sistemas de impedirem a passagem de bactérias do implante e a consequente liberação de endotoxinas (HARDER et al., 2010). Quando uma carga dinâmica foi incorporada aos testes de infiltração bacteriana (*E. Coli*, 1.1-1.5µm de diâmetro e 2-6µm de comprimento), todos os cinco sistemas de implantes avaliados, incluindo os com conexões externas e internas, mostraram a liberação de bactérias (STEINEBRUNNER L, 2005).

A significância clínica desse estudo foi que, independentemente da presença da cinta pré-fabricada de CoCr, todos os sistemas apresentaram, em algum momento, a liberação do corante na cavidade do implante. Todavia, dois grupos que não apresentaram cinta prefabricada revelaram desajustes consideravelmente maiores que resultaram na libertação mais rápida do corante. Curiosamente, um outro sistema também sem cinta CoCr apresentou liberação do corante em 1h, mesmo tendo desajustes visivelmente menores e semelhante a outros grupos, o que sugere que a observação microscópica da interface implante-intermediário somente não é um indicador preciso da capacidade de selamento da interface.

A extrapolação dos achados indicam que o liberação de azul de toluidina a partir da cavidade do implante para a área externa em uma situação clínica, pode incluir um trânsito bidirecional bacteriano que sob carga deve ser feita com precaução, visto que esse aspecto já foi observado na ausência de carga mecânica (JANSEN VK, 1997), (BESIMO CE, 1999).

As conseqüências de uma fenda entre o intermediário e o implante podem acarretar falhas mecânicas e/ou biológicas. Os problemas mecânicos relacionam-se com a micro-movimentação do intermediário e possíveis fraturas dos parafusos. Já os biológicos estão relacionados principalmente com a penetração de bactérias na interface e conseqüente colonização das partes internas do implante, formando um nicho bacteriano nessa região (SCARANO A, 2005), (BUCHMANN R, 2003). O tamanho desse “gap” pode variar entre 40 e 100 µm (SCARANO A, 2005), (BUCHMANN R, 2003), enquanto que o tamanho de uma bactéria é de aproximadamente 0,5 µm (DIBART S, 2005).

As explicações para a presença de “gaps” entre implante-intermediário incluem a usinagem imprecisa de componentes do implante, torque excessivo durante a instalação do intermediário que pode causar distorção do intermediário e adaptação inadequada dos componentes macho-fêmea, entre outros (JANSEN VK, 1997).

Levando em consideração que no presente estudo procurou-se sempre obter uma correta adaptação e aplicar cuidadosamente o torque nos intermediários, a liberação do corante foi provavelmente causada por uma usinagem imprecisa da parte do hexágono externo (macho) do implante e /ou da parte do hexágono interno (fêmea) do intermediário. Como consequência, quando posicionado ao nível ou abaixo da crista óssea, a presença desta interface pode ser crítica para a saúde do tecido peri-implantar (PIATTELLI A, 2003).

Do ponto de vista mecânico, em implantes com hexágono externo, as tensões provenientes de cargas oblíquas ocorrem principalmente nos parafusos dos intermediários, enquanto que em conexões internas há uma mudança na distribuição de carga em direção às paredes dos implantes, intermediários e parafusos. Portanto, parece ocorrer menos micromovimentos nos implantes com conexões internas e, consequentemente, com maior probabilidade de longevidade quando submetidos à cargas do tipo fadiga oclusal (FREITAS et al., 2011).

Os implantes com “platform-switching” são empregados para preservar o nível de osso alveolar ao redor dos mesmos. O conceito refere-se a colocação de intermediários de diâmetro mais estreito sobre os implantes de maior diâmetro, em vez de colocar intermediários de diâmetros semelhantes. Tal configuração foi relatada em um ensaio clínico randomizado onde os autores afirmaram que o espaço implante-intermediário distante do tecido ósseo teria uma relação direta com o nível de preservação óssea (ANNIBALI et al., 2012; CANULLO et al., 2010). Portanto, considerando que as conexões internas parafusadas também têm demonstrado falhas em promover um selamento hermético na interface implante-intermediário (COELHO PG, 2008), o uso do conceito “platform-switching” parece ser mais apropriado para conexões internas em termos de probabilidade de maior longevidade (FREITAS-JUNIOR et al., 2012).

A importância dada ao estudo da interface implante-intermediário recebeu significativa atenção no passado (DIBART S, 2005), (QUIRYNEN M, 1996) e diferentes metodologias tem sido utilizadas para tal investigação (JORNEUS L, 1992), (PATTERSON EA, 1992), (COELHO AL, 2007), (PP, 1996). O tipo de conexão implante-intermediário tem sido um dos parâmetros comumente alterados pelos fabricantes de implantes. As razões para mudanças no desenho das conexões implante-intermediário incluem uma tentativa de diminuir o “gap” nessa interface e estabelecer uma melhor estabilidade protética, como tem sido relatados com muitos sistemas de implantes (DIBART S, 2005), (COELHO AL, 2007), (QUIRYNEN M, 1996). De maneira geral, as conexões internas apresentam melhora na capacidade de selamento (COELHO PG, 2008) e tem também mostrado maior possibilidade de longevidade (FREITAS et al., 2012).

Portanto, uma adequada adaptação entre os componentes parece influenciar o desempenho mecânico do sistema como um todo. Conexões cônicas do tipo “cone morse” podem reduzir os micromovimentos e favorecer uma maior estabilidade entre a conexão implante-intermediário (DIBART S, 2005) e, notavelmente, uma elevada resistência e confiabilidade para as coroas instaladas neste tipo de sistema (BONFANTE et al., 2012; SUZUKI et al., 2011). Futuros estudos abordando a adaptação da interface dos pilares personalizados em conexões externas em conjunto com testes de fadiga podem elucidar os mecanismos de falha e confiabilidade necessários. Uma recente investigação incorporando o uso de raios-x de alta densidade síncrotron com aplicação de carga foi descrita na avaliação das interfaces entre implante-intermediário. Tal instrumento analítico permitiu não somente a imagem qualitativa como também medidas quantitativas da interface sob carga estática e dinâmica, apresentando um potencial interessante para a futura avaliação da interface implante-intermediário (RACK et al., 2010).

6 CONCLUSÕES

6 CONCLUSÕES

Em função dos resultados obtidos e análise estatística realizada, a primeira hipótese que postulava que a capacidade de selamento da conexão implante-intermediário com cinta pré-fabricada (CoCr) é superior às conexões com intermediários sem cinta foi rejeitada. Embora a observação em microscopia eletrônica de varredura tenha mostrado diferentes níveis de desajuste entre implantes e os dois tipos de intermediários UCLA, todos espécimes apresentaram liberação integral de corante, sendo a segunda hipótese também rejeitada.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

Adell R LU, Rockler B, Brånemark PI. A 15-Year Study of Osseointegrated Implants in the Treatment of the Edentulous Jaw. *Int J Oral Surg*. 1981 10(6):387-416.

Albrektsson T ZG, 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.

Annibali S, Bignozzi I, Cristalli MP, Graziani F, La Monaca G, Polimeni A. Peri-Implant Marginal Bone Level: A Systematic Review and Meta-Analysis of Studies Comparing Platform Switching Versus Conventionally Restored Implants. *Journal of clinical periodontology*. 2012 Nov;39(11):1097-113.

Besimo CE GJ, Lewetag D, Meyer J. Prevention of Bacterial Leakage into and from Prefabricated Screw-Retained Crowns on Implants in Vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 14(5):654-60.

Bickford Jr J. An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints. New York: Marcel Decker; 1981. Jansen VK CG, Richter EJ. Microbial Leakage and Marginal Fit of the Implant-Abutment Interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 12(4):527-40.

Binon PP. Implants and Components: Entering the New Millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jan-Feb;15(1):76-94.

Binon PP. The Effect of Implant/Abutment Hexagonal Misfit on Screw Joint Stability. *International Journal Prosthodontics*. 1996 9(2):149-60.

Bonfante EA, Suzuki M, Lubelski W, Thompson VP, Carvalho RM, Witek L, et al. Abutment Design for Implant-Supported Indirect Composite Molar Crowns: Reliability and Fractography. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2012 Jun 1;

Broggini N ML, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, et al. Persistent Acute Inflammation at the Implant-Abutment Interface. *J Dent Res* 2003 82(3):232-7.

Buchmann R KF, Pingel D, Lange DE. The Microflora Recovered from the Outer-Surfaces of the Frialit-2 Implanto-Prosthetic Connector. *Clinical oral implants research*. 2003 14(1):28-34.

Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform Switching and Marginal Bone-Level Alterations: The Results of a Randomized-Controlled Trial. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Jan;21(1):115-21.

Cardaropoli G LU, Wennstrom, JL. Tissue Alterations at Implant-Supported Single-Tooth Replacements: A 1-Year Prospective Clinical Study. *Clinical Oral Implants Research.* 2006 17(2):165–71.

Carr AB GD, Larsen PE. The Response of Bone in Primates around Unloaded Dental Implants Supporting Prostheses with Different Levels of Fit. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1996 76(5):500–9.

Coelho AL SM, Dibart S, DA Silva N, Coelho PG. Cross-Sectional Analysis of the Implant-Abutment Interface. *J Oral Rehabil.* 2007 34(7):508-16.

Coelho PG SP, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NRFA. In Vitro Evaluation of the Implant Abutment Connection Sealing Capability of Different Implant Systems. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2008 35(12):917–24.

Deconto MA SA, Wassall T. In Vitro Microbiological Bacterial Seal Analysis of the Implant/Abutment Connection in Morse Taper Implants: A Comparative Study between 2 Abutments. *Implant Dentistry.* 2010 19(2):158–66.

Dibart S WM, Ming FS, Skobe Z. In Vitro Evaluation of the Implant-Abutment Bacterial Seal: The Locking Taper System. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 2005 20(5):732–7.

Duarte ARC RP, Rossetti LMN, Torres SA, Bonachela WC. In Vitro Sealing Ability of Two Materials at Five Different Implant-Abutment Surfaces. *Journal of Periodontology.* 2006 77(11):1828–32.

Freitas AC, Jr., Bonfante EA, Martins LM, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Reliability and Failure Modes of Anterior Single-Unit Implant-Supported Restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Sep;23(9):1005-11.

Freitas AC, Jr., Bonfante EA, Rocha EP, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Effect of Implant Connection and Restoration Design (Screwed Vs. Cemented) in Reliability and Failure Modes of Anterior Crowns. *European journal of oral sciences.* 2011 Aug;119(4):323-30.

Freitas-Junior AC, Rocha EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, et al. Biomechanical Evaluation of Internal and External Hexagon Platform Switched Implant-Abutment Connections: An in Vitro Laboratory and Three-Dimensional Finite

Element Analysis. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2012 Oct;28(10):e218-28.

Harder S, Dimaczek B, Acil Y, Terheyden H, Freitag-Wolf S, Kern M. Molecular Leakage at Implant-Abutment Connection--in Vitro Investigation of Tightness of Internal Conical Implant-Abutment Connections against Endotoxin Penetration. Clinical oral investigations. 2010 Aug;14(4):427-32.

Hecker DM ES. Cyclic Loading of Implant-Supported Protheses: Changes in Component Fit over Time Journal of Prosthetic Dentistry 2003 89(4):346–51.

iData_Research. Brazilian Market for Dental Implants and Final Abutments 2011.

Jemt T BK. Prosthesis Misfit and Marginal Bone Loss in Edentulous Implant Patients. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1996 11(5):620–5.

Jorneus L JT, Carlsson L. Loads and Designs of Screw Joints for Single Crowns Supported by Osseointegrated Implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992 7(3):353–9.

Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A Systematic Review of the 5-Year Survival and Complication Rates of Implant-Supported Single Crowns. Clin Oral Implants Res. 2008 Feb;19(2):119-30.

Kan JYK RK, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical Methods for Evaluating Implant Framework Fit. Journal of Prosthetic Dentistry 1999 81(1):7–13.

Kano SC BP, Bonfante G, Curtis DA. The Effect of Casting Procedures on Rotational Misfit in Castable Abutments. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 2007 22(4):575–9.

Lorenzoni FC CP, Bonfante G, Carvalho RM, Silva NR, Suzuki M, Silva TL, Bonfante EA. Sealing Capability and Sem Observation of the Implant-Abutment Interface. International Journal of Dentistry. 2011

McGlumphy EA MD, Holloway JA. Implant Screw Mechanics. Dent Clin North Am. 1998 42(1):71–89.

Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A Systematic Review of Biologic and Technical Complications with Fixed Implant Rehabilitations for Edentulous Patients. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012a Jan-Feb;27(1):102-10.

Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success Criteria in Implant Dentistry: A Systematic Review. *J Dent Res*. 2012b Mar;91(3):242-8.

Papavassiliou H KS, Katerelou J, Chronopoulos V. Radiographical Evaluation of the Gap at the Implant-Abutment Interface. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2010 22(4):235–50.

Patterson EA JR. Theoretical Analysis of the Fatigue Life of Fixture Screws in Osseointegrated Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992 7(1):26–33.

Piattelli A VG, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the Microgap between Implant and Abutment: A Retrospective Histologic Evaluation in Monkeys. *Journal of Periodontology* 2003 74(3):346–52.

Quirynen M PW, van Steenberghe D. Intraoral Transmission and the Colonization of Oral Hard Surfaces. *J Periodontology*. 1996 67(10):986–93.

Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial Penetration Along the Implant Components of the Branemark System. An in Vitro Study. *Clin Oral Implants Res*. 1994 Dec;5(4):239-44.

Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K. In Vitro Synchrotron-Based Radiography of Micro-Gap Formation at the Implant-Abutment Interface of Two-Piece Dental Implants. *Journal of synchrotron radiation*. 2010 Mar;17(2):289-94.

Scarano A AB, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, et al. A 16- Year Study of the Microgap between 272 Human Titanium Implants and Their Abutments. *J Oral Implantol* 2005 31(6):269-75.

Steinebrunner L WS, Bössmann K, Kern M. In Vitro Evaluation of Bacterial Leakage Along the Implant-Abutment Interface of Different Implant Systems. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2005 20(6):875–81.

Suzuki M, Bonfante E, Silva NR, Coelho PG. Reliability Testing of Indirect Composites as Single Implant Restorations. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2011 Oct;20(7):528-34.

Tan KB. The Clinical Significance of Distortion in Implant Prosthodontics: Is There Such a Thing as Passive Fit? . *Annals of the Academy of Medicine Singapore* 1995 24(1):138–57.

Tsuge T HY, Matsumura H. Marginal Fit and Microgaps of Implant-Abutment Interface with Internal Anti-Rotation Configuration. *Dental Materials Journal*. 2008 27(1):29–34.

Watanabe F UI, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of Stress Distribution in a Screw-Retained Implant Prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2000 15(2):209–18.

ANEXOS

ANÁLISE DE VARIÂNCIA COM MEDIDAS REPETIDAS

Repeated Measures Analysis of Variance (Tabela geral_Pesquisa selamento) Sigma-restricted parameterization Effective hypothesis decomposition					
Effect	SS	Degr. of Freedom	MS	F	p
Intercept	2,317226	1	2,317226	553,5093	0,000000
CINTA	0,015192	1	0,015192	3,6290	0,059441
GRUPO	0,007895	5	0,001579	0,3772	0,863420
CINTA*GRUPO	0,017918	5	0,003584	0,8560	0,513294
Error	0,452134	108	0,004186		
TEMPO	0,023462	7	0,003352	15,9533	0,000000
TEMPO*CINTA	0,023289	7	0,003327	15,8361	0,000000
TEMPO*GRUPO	0,060680	35	0,001734	8,2521	0,000000
TEMPO*CINTA*GRUPO	0,062860	35	0,001796	8,5486	0,000000
Error	0,158830	756	0,000210		

RELATÓRIO DESCRITIVO

CINTA=SEM, GRUPO=M Descriptive Statistics (Tabela geral_Pesquisa selamento)					
Variable	Valid N	Mean	Minimum	Maximum	Std.Dev.
1H	10	0,050700	0,029000	0,099000	0,022316
3H	10	0,074200	0,046000	0,098000	0,016652
6H	10	0,065400	0,038000	0,107000	0,017939
24H	10	0,056600	0,024000	0,115000	0,026763
48H	10	0,030400	0,000000	0,074000	0,019945
72H	10	0,063600	0,039000	0,085000	0,018404
96H	10	0,089500	0,000000	0,168000	0,059405
144H	10	0,064000	0,038000	0,101000	0,016600

CINTA=SEM, GRUPO=I Descriptive Statistics (Tabela geral_Pesquisa selamento)					
Variable	Valid N	Mean	Minimum	Maximum	Std.Dev.
1H	10	0,049000	0,021000	0,136000	0,032941
3H	10	0,061300	0,039000	0,149000	0,032090
6H	10	0,075700	0,039000	0,142000	0,040885
24H	10	0,055600	0,022000	0,117000	0,027468
48H	10	0,027300	0,000000	0,089000	0,026009
72H	10	0,051500	0,023000	0,103000	0,020956
96H	10	0,059600	0,000000	0,133000	0,046855
144H	10	0,064700	0,036000	0,134000	0,026800

CINTA=SEM, GRUPO=S Descriptive Statistics (Tabela geral_Pesquisa selament)					
Variable	Valid N	Mean	Minimum	Maximum	Std.Dev.
1H	10	0,041000	0,000000	0,160000	0,058401
3H	10	0,049800	0,001000	0,088000	0,026836
6H	10	0,049900	0,011000	0,071000	0,017368
24H	10	0,087700	0,037000	0,141000	0,026277
48H	10	0,060600	0,026000	0,117000	0,023566
72H	10	0,042700	0,011000	0,071000	0,017852
96H	10	0,031000	0,000000	0,060000	0,016793
144H	10	0,042200	0,011000	0,063000	0,016068

CINTA=SEM, GRUPO=SV Descriptive Statistics (Tabela geral_Pesquisa selament)					
Variable	Valid N	Mean	Minimum	Maximum	Std.Dev.
1H	10	0,079300	0,035000	0,129000	0,026704
3H	10	0,035400	0,000000	0,073000	0,020743
6H	10	0,047600	0,006000	0,075000	0,020993
24H	10	0,049700	0,015000	0,078000	0,018595
48H	10	0,050900	0,010000	0,091000	0,022113
72H	10	0,055500	0,024000	0,115000	0,023191
96H	10	0,045500	0,007000	0,094000	0,022377
144H	10	0,044900	0,000000	0,076000	0,020733

CINTA=SEM, GRUPO=T Descriptive Statistics (Tabela geral_Pesquisa selament)					
Variable	Valid N	Mean	Minimum	Maximum	Std.Dev.
1H	10	0,088300	0,045000	0,176000	0,035021
3H	10	0,038300	0,008000	0,103000	0,025391
6H	10	0,046800	0,016000	0,136000	0,034640
24H	10	0,049800	0,020000	0,103000	0,022972
48H	10	0,047300	0,018000	0,131000	0,032166
72H	10	0,056000	0,029000	0,151000	0,035938
96H	10	0,050800	0,023000	0,152000	0,036166
144H	10	0,049100	0,018000	0,110000	0,026278

CINTA=SEM, GRUPO=B Descriptive Statistics (Tabela geral_Pesquisa selament)					
Variable	Valid N	Mean	Minimum	Maximum	Std.Dev.
1H	10	0,044900	0,018000	0,109000	0,026291
3H	10	0,031700	0,000000	0,077000	0,024436
6H	10	0,044800	0,008000	0,092000	0,021974
24H	10	0,035800	0,000000	0,088000	0,022004
48H	10	0,033600	0,000000	0,072000	0,020462
72H	10	0,046700	0,000000	0,101000	0,025430
96H	10	0,063900	0,007000	0,093000	0,023520
144H	10	0,068600	0,028000	0,093000	0,018094

CINTA=COM, GRUPO=M Descriptive Statistics (Tabela geral_Pesquisa selament)					
Variable	Valid N	Mean	Minimum	Maximum	Std.Dev.
1H	10	0,045000	0,020000	0,103000	0,024005
3H	10	0,028400	0,000000	0,070000	0,019097
6H	10	0,033800	0,012000	0,072000	0,016315
24H	10	0,035300	0,015000	0,065000	0,018385
48H	10	0,034700	0,009000	0,053000	0,012962
72H	10	0,058500	0,028000	0,097000	0,019569
96H	10	0,031600	0,009000	0,067000	0,019080
144H	10	0,053800	0,011000	0,081000	0,020038

CINTA=COM, GRUPO=I Descriptive Statistics (Tabela geral_Pesquisa selament)					
Variable	Valid N	Mean	Minimum	Maximum	Std.Dev.
1H	10	0,037100	0,018000	0,101000	0,024799
3H	10	0,028300	0,000000	0,088000	0,022726
6H	10	0,024900	0,004000	0,087000	0,024196
24H	10	0,029200	0,010000	0,079000	0,019315
48H	10	0,029400	0,005000	0,076000	0,018798
72H	10	0,060100	0,027000	0,145000	0,031363
96H	10	0,034400	0,000000	0,089000	0,025596
144H	10	0,057600	0,021000	0,131000	0,030137

CINTA=COM, GRUPO=S Descriptive Statistics (Tabela geral_Pesquisa selament)					
Variable	Valid N	Mean	Minimum	Maximum	Std.Dev.
1H	10	0,048500	0,001000	0,075000	0,021629
3H	10	0,042100	0,000000	0,077000	0,022068
6H	10	0,050500	0,007000	0,080000	0,020560
24H	10	0,047200	0,003000	0,074000	0,018665
48H	10	0,038200	0,000000	0,067000	0,017210
72H	10	0,051000	0,000000	0,077000	0,021853
96H	10	0,051000	0,018000	0,111000	0,025871
144H	10	0,046800	0,002000	0,089000	0,023375

CINTA=COM, GRUPO=SV Descriptive Statistics (Tabela geral_Pesquisa selament)					
Variable	Valid N	Mean	Minimum	Maximum	Std.Dev.
1H	10	0,043500	0,004000	0,079000	0,018603
3H	10	0,027600	0,000000	0,072000	0,019097
6H	10	0,046800	0,017000	0,071000	0,014958
24H	10	0,051000	0,019000	0,100000	0,021473
48H	10	0,047600	0,015000	0,078000	0,019557
72H	10	0,048800	0,022000	0,081000	0,017750
96H	10	0,055600	0,038000	0,097000	0,016926
144H	10	0,056100	0,025000	0,083000	0,017343

CINTA=COM, GRUPO=T Descriptive Statistics (Tabela geral_Pesquisa selament					
Variable	Valid N	Mean	Minimum	Maximum	Std.Dev.
1H	10	0,041600	0,007000	0,107000	0,026184
3H	10	0,033700	0,000000	0,111000	0,030598
6H	10	0,043600	0,021000	0,108000	0,025452
24H	10	0,056500	0,026000	0,165000	0,039517
48H	10	0,089500	0,018000	0,162000	0,054353
72H	10	0,047200	0,000000	0,118000	0,029555
96H	10	0,056200	0,029000	0,145000	0,032819
144H	10	0,070500	0,030000	0,131000	0,027024

CINTA=COM, GRUPO=B Descriptive Statistics (Tabela geral_Pesquisa selament					
Variable	Valid N	Mean	Minimum	Maximum	Std.Dev.
1H	10	0,023100	0,000000	0,101000	0,030813
3H	10	0,025700	0,000000	0,101000	0,028426
6H	10	0,027500	0,000000	0,092000	0,024879
24H	10	0,057300	0,031000	0,121000	0,025060
48H	10	0,060100	0,032000	0,132000	0,029629
72H	10	0,046500	0,018000	0,117000	0,029789
96H	10	0,041000	0,015000	0,115000	0,030728
144H	10	0,072900	0,032000	0,132000	0,031349