

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

Faculdade de Ciências da Saúde

Programa de Pós-Graduação em Odontologia



Tese de Doutorado

Avaliação do ângulo de contato da água com as superfícies lisa e tratada de discos de titânio submetidos ao contato com ozônio, em meio líquido.

Valdor Araújo Naves Neto

Brasília, 30 de outubro de 2023

Valdor Araújo Naves Neto

Avaliação do ângulo de contato da água com as superfícies lisa e tratada de discos de titânio submetidos ao contato com ozônio, em meio líquido.

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Sergio Bruzadelli Macedo

CoOrientador: Prof. Dr. Laudimar Alves de Oliveira

Brasília, 2023

Valdor Araújo Naves Neto

Avaliação do ângulo de contato da água com as superfícies lisa e tratada de discos de titânio submetidos ao contato com ozônio, em meio líquido.

Tese aprovada, como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Odontologia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

Data da defesa: 30/10/2023

Banca examinadora:

Prof. Dr. Sergio Bruzadelli Macedo (Orientador)

Prof^a. Dra. Flaviana Soares Rocha

Prof. Dr. João Geraldo Bugarin Junior

Prof. Dr. Daniel Rey de Carvalho

Prof. Dr. Marcelo Sousa Gomes (Suplente)

DEDICATÓRIA

Dedico especialmente esse trabalho aos meus pais, Heleno (*in memoriam*) e Elvira, que através dos seus exemplos de vida e ensinamentos fui capaz de me espelhar neles para que eu pudesse chegar a mais essa etapa, sei que sempre vão estar o meu lado me apoiando, incentivando e ajudando. Amo vocês.

Dedico, especialmente, também, a minha esposa Lourena que foi mais que companheira, me ajudando, entendendo, dando força para realização do meu sonho, sendo peça mais que essencial para conclusão deste trabalho e uma das maiores incentivadoras para realização deste sonho. Te amo.

Aos meus filhos Luísa e Miguel que foram os presentes de Deus para as nossas vidas e que junto com Deus são a minha força diária para seguir em frente. Amo vocês!!

AGRADECIMENTO

Agradeço a Deus por permitir e me dar forças para conclusão de mais essa etapa de vida e por sempre estar ao meu lado me conduzindo e dando sabedoria sem ele nada seria possível.

Aos meus irmãos Gilberto e Marcus que sempre estiveram ao meu lado me apoiando, sempre dando exemplos de vida e me mostrando, junto aos meus pais, o caminho correto a seguir.

Ao professor Dr. Sergio Bruzadelli, meu orientador, pela ajuda, orientação e o exemplo de humildade e da busca permanente pelo conhecimento, sempre pronto a ajudar a todo instante.

A professora Dra. Maria Teresa por toda orientação e cuidado sempre ajudando com muito carinho em todas as etapas deste trabalho.

Ao professor Dr. Laudimar Oliveira, meu co-orientador, que sempre foi meu exemplo de professor desde a graduação onde tivemos a possibilidade de nos aproximar e nos tornarmos amigos e pelo exemplo de simplicidade e humildade.

Ao Dr. João Geraldo Bugarin Júnior, por sempre estar ao meu lado em todas as etapas desde minha graduação, especializações, mestrado e agora doutorado sempre me incentivando, orientando, ajudando, dando conselhos e sendo uma referência profissionalmente e pessoal. Obrigado por tudo amigo!!

A todos os professores da UnB, pelo incentivo, determinação e amizade, que tornaram esse sonho possível. Seus ensinamentos ficarão para sempre gravados em minha memória.

Aos funcionários do UnB/HUB/Ebserh por sempre ajudar para o desenvolvimento de todos os projetos e trabalhos que realizamos.

A todos os colegas de turma pela amizade e companheirismo ao longo destes anos.

Ao Dr. Rodolfo Piazza pela ajuda e disponibilidade nos testes laboratoriais na UNESP/Araraquara.

Agradeço a IMPLACIL DE BORTOLI, em especial, o Prof. Dr. Nilton de Bortoli Junior pelo apoio a esta pesquisa e a dedicação para o crescimento da implantodontia.

A todos que, direta ou indiretamente, me ajudaram a realização de mais esse sonho.

SUMÁRIO

| | |
|-------------------------------|----|
| 1. Introdução | 13 |
| 2. Revisão de Literatura..... | 16 |
| 3. Materiais e Métodos | 29 |
| 4. Resultados | 36 |
| 5. Discussão | 42 |
| 6. Conclusão | 46 |
| 7. Referências | 47 |
| 8. Press Release | 51 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1 – Discos de titânio submersos em água bidestilada ozonizada..... | 30 |
| Figura 2 – Gerador de ozônio à 60 µg/ml | 31 |
| Figura 3 – Discos armazenados em água bidestilada ozonizada | 31 |
| Figura 4 – Disco em plataforma do microscópio óptico de ângulo de contato oca25® (DataPhysics Instruments GmbH, Filderstadt, Germany) antes da dispensação da gota | 33 |
| Figura 5 – Disco em plataforma após dispensação da gota | 34 |
| Figura 6 – Disco controle liso | 36 |
| Figura 7 – Disco controle tratado | 36 |
| Figura 8 – Disco liso 8 horas | 36 |
| Figura 9 – Disco tratado 8 horas | 36 |
| Figura 10 – Disco liso 10 horas | 37 |
| Figura 11 – Disco tratado 10 horas | 37 |
| Figura 12 – Disco liso 12 horas..... | 37 |
| Figura 13 – Disco tratado 12 horas..... | 37 |
| Figura 14 – Disco liso 24 horas..... | 37 |
| Figura 15 – Disco tratado 24 horas..... | 37 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 1 – Mensuração do ângulo de contato de todas as amostras | 38 |
| Tabela 2 – Média, mediana, valor mínimo, valor máximo e desvio padrão... | 38 |
| Tabela 3 – Valor de P..... | 39 |
| Tabela 4 – Valor de P em comparação dos tempos de exposição em superfície lisa..... | 40 |
| Tabela 5 – Valor de P em comparação dos tempos de exposição em superfície tratada..... | 41 |

LISTA DE GRÁFICOS

| | |
|---|----|
| Gráfico 1 – Avaliação média, mediana e desvio padrão..... | 39 |
|---|----|

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ISQ – Implant Stability Quotient (Quociente de estabilidade do implante)

hMSCs – Human Mesenchymal Stem Cells (Células-tronco mesenquimais humanas)

kHz – Unidade de Frequência equivalente a mil kilohertz

BMP – Bone Morphogenetic Proteins (Proteínas morfogenéticas do osso)

VEGF – Vascular Endothelial Growth Fator (Crescimento endotelial vascular)

BIC – Bone-Implant Contact (Contato osso-implante)

O₃ – Ozônio

Ti – Titânio

RESUMO

O parâmetro mais importante para o sucesso clínico dos implantes dentários é a formação de um contato direto entre a superfície do implante e o osso circundante. Um determinante chave na construção dessa interface, durante a osseointegração, é a influência da composição da superfície do implante. Os implantes com tratamentos de superfície, como jateamento de areia, macropartículas e ataque ácido, foram extensivamente estudados tanto *in vitro* quanto *in vivo*. O presente trabalho tem como objetivo avaliar, por meio de microscopia óptica *oca25*[®] (DataPhysics Instruments GmbH, Filderstadt, Germany), o ângulo de contato que representa a molhabilidade e biocompatibilidade da superfície de titânio com os tecidos biológicos. Foram utilizados discos de titânio com superfície tratada e superfície lisa submetidos ao contato com o ozônio, em meio líquido. As amostras foram compostas por 30 discos de titânio, sendo 15 de superfície lisa (Implacil, São Paulo, Brasil) e 15 de superfície tratada (Implacil, São Paulo, Brasil). De cada grupo 14 discos foram submetidos ao contato com o ozônio por tempos de exposição diferente e por quantidade de discos diferente de acordo com o aumento do tempo de exposição. Os discos foram submetidos à exposição com o ozônio em períodos de 08, 10, 12 e 24 horas. A molhabilidade de cada disco foi avaliada por meio do ângulo de contato da água com as respectivas superfícies. Os resultados mostraram um aumento significativo na molhabilidade de todos os discos de titânio que entraram em contato com o ozônio, principalmente os de superfície tratada. O período de exposição ao ozônio na presente pesquisa exerceu maior influência na superfície tratada, mas todas as amostras comparadas com as amostras controle se mostraram mais estatisticamente significante. Com base nos resultados obtidos, é pertinente concluir que o contato com o ozônio exerceu forte influência no potencial de molhabilidade dos disco de titânio, tanto nas superfícies lisas ou tratadas.

Palavras-chave: Implante dentário, Ozônio, Molhabilidade

ABSTRACT

An important parameter for the clinical success of dental implants is the formation of direct contact between the implant surface and the surrounding bone. A key determinant in the construction of this interface during osseointegration is the influence of the implant surface composition. Implants with surface treatments such as sandblasting, macroparticles and acid etching have been extensively studied both in vitro and in vivo. The present work aims to evaluate, using oca25® optical microscopy (DataPhysics Instruments GmbH, Filderstadt, Germany), the contact angle that represents the wettability and biocompatibility of the titanium surface with biological tissues. Titanium discs with a treated surface and a smooth surface were used and subjected to contact with ozone in a liquid medium. The samples were composed of 30 titanium discs, 15 with a smooth surface (Implacil, São Paulo, Brazil) and 15 with a Maestro® treated surface (Implacil, São Paulo, Brazil). From each group, 14 discs were exposed to ozone for different exposure times. The discs were exposed to ozone for periods of 8, 10, 12 and 24 hours. The wettability of each disc was evaluated through the contact angle of the water with the respective surfaces. The results showed a significant increase in the wettability of all titanium discs that came into contact with ozone, especially those with a treated surface. The period of exposure to ozone in the present research seemed to have a greater influence on the smooth surface, where the difference between 08 and 24 hours proved to be more statistically significant. Based on the results obtained, it is pertinent to conclude that contact with ozone had a strong influence on the wettability potential of titanium discs, both on smooth and treated surfaces.

Keywords: Dental implant, Ozone, Wettability

1. INTRODUÇÃO

A técnica inicialmente proposta para a instalação de implantes requer um protocolo de dois estágios cirúrgicos e uma fase extensa de reparo, sem ativação, para uma integração tecidual bem-sucedida. Para minimizar os riscos de falhas, o período de reparo na maxila foi originalmente proposto em seis meses. Desde então, a introdução de novas superfícies de implantes possibilitou a modificação dos protocolos de ativação [1].

A estabilidade primária, medida pelo grau de fixação mecânica do implante ao osso, é um dos pré-requisitos básicos para a osseointegração. Tal estabilidade depende da área de superfície dos implantes, geometria, assim como a área de contato entre implante e osso. Outros fatores incluem a proporção entre osso esponjoso e osso cortical e a técnica cirúrgica. A estabilidade secundária de um implante se dá pela remodelação óssea no processo de osseointegração, como resultado da fixação biológica na interface entre osso e implante. Assim, o grau de osseointegração pode ser medido pela análise das mudanças na estabilidade dos implantes. Os fatores relacionados com a estabilidade dos implantes são qualidade e quantidade de osso, técnica cirúrgica e bioengenharia, todos os quais podem influenciar o tempo de ativação para cada situação individual [2].

É importante salientar que em casos limítrofes, como tecido ósseo de baixa densidade, enxertos prévios e pacientes com algum comprometimento sistêmico, que possam afetar o metabolismo ósseo, o processo de osseointegração (estabilidade secundária) é de suma importância para o resultado clínico final [3].

Os implantes com tratamentos de superfície, como jateamento de areia, macropartículas e ataque ácido, foram extensivamente estudados tanto *in vitro* quanto

in vivo e têm mostrado promover a diferenciação de osteoblastos, aumento na produção de fatores osteogênicos, citocinas e fatores de crescimento, bem como aumento da área de contato entre osso e implante, quando comparados com os implantes usinados [4].

Recentemente, tem-se despertado interesse para as modificações químicas das superfícies de implantes e seu impacto na capacidade osteogênica [4]. Modificações químicas nos metais dos implantes possuem profundas influências na molhabilidade dos mesmos, o que, por sua vez, pode afetar a adsorção, adesão celular e respostas celulares específicas [1].

Um dos critérios para determinação do sucesso a longo-prazo de reabilitações implantossuportadas é a manutenção da estabilidade clínica dos implantes. Várias são as formas propostas para a mensuração da estabilidade primária e secundária de implantes dentários, entre elas podemos citar as avaliações radiográficas e os dispositivos especialmente desenvolvidos para esta finalidade, fornecendo a estimativa da frequência (10 a 15 KHZ) e amplitude da vibração do implante [5], como o Periotest® (Siemens, Bensheim, Alemanha) [6] e, mais atualmente, o Osstell® (Osstell Integration Diagnostics, Gothenburg, Suécia) [7].

Sunarso *et al.*[8] (2016) submeteram implantes de titânio ao contato com ôzônio com o objetivo de modular a osteocondução e a resposta da inibição inflamatória. Após o contato do implante com o ôzônio foi observado que não houve alteração na topografia do implante, mas o ângulo de contato entre a água e o ozônio ficou em zero tornando a superfície super hidrofílica.

Assim, considerando a relevância quanto ao avanço nas pesquisas nessa área, a proposição deste trabalho foi avaliar o ângulo de contato da superfície dos discos

de titânio em superfícies lisas (Implacil, São Paulo, Brasil) e com tratamento de superfície (Implacil, São Paulo, Brasil), submetidos ao contato com gás ozônio, em meio líquido, e mantidos em solução ozonizada. A análise foi realizada através de microscopia óptica de ângulo de contato *oca25*[®] (DataPhysics Instruments GmbH, Filderstadt, Germany), analisando o ângulo de contato da água com a superfície de titânio nos discos antes (controle) e após o contato com o ozônio. Objetivou-se com este estudo mensurar o ângulo de contato da água com a superfície dos discos de titânio constatando a diminuição ou aumento deste ângulo.

2. REVISÃO DE LITERATURA

A osseointegração proporcionou para a Odontologia um sistema de ancoragem para prótese, que modificou e aumentou o número de opções de planejamento das reabilitações [9].

Lekholm e Zarb[10] (1985) apontaram para quatro diferentes qualidades ósseas: (a) osso tipo I apresenta parte cortical e osso medular homogeneamente compacto; (b) osso tipo II com a parte cortical denso e osso medular também denso; (c) osso tipo III é quando se encontra uma camada cortical fina e osso medular denso; (d) osso tipo IV com a cortical fina e poucas trabéculas de osso medular.

Durante a transição da estabilidade primária para estabilidade secundária sabe-se que ocorre uma lacuna na estabilidade, que é crítica para o processo de osseointegração. Quanto mais rapidamente for alcançada a osseointegração, mais precocemente será obtida a estabilidade secundária e, conseqüentemente, reduzida essa lacuna na estabilidade [11]. Um dos fatores considerados importantes na otimização da estabilidade secundária de implantes dentários é a topografia superficial dos mesmos [12,13]. O aumento da capacidade de molhabilidade de implantes tem sido discutido [1,8,13-20] e se mostra de extrema importância no processo de osseointegração.

O processo de osseointegração ocorre em função do contato celular com a superfície do implante e com a adesão das mesmas, sendo que a molhabilidade da superfície dos implantes dentários influencia em todo esse processo, mas também é muito importante a indução e proliferação celular que também depende da morfologia, rugosidade, macroporosidade, microporosidade e nanoporosidade destas superfícies [17].

De acordo com Sunarso *et al.*[8] (2016) o tratamento da superfície é realizado para melhorar a interação entre os implantes dentários e o ambiente biológico, aumentando assim as respostas das células formadoras de osso, incluído a morfologia celular, proliferação e diferenciação.

Para melhor compreensão dos mecanismos de análise da osseointegração, esta revisão foi dividida nos tópicos que se apresentam a seguir:

2.1 SUPERFÍCIES DE IMPLANTES

Segundo Bernardes, Claudino & Sartori[3] (2012), quando os implantes dentários foram desenvolvidos, a superfície do titânio era submetida a um processo de usinagem, resultando em implantes com superfície lisa. Após este período diferentes tratamentos de superfícies vêm sendo desenvolvidos, os quais resultam em diferentes níveis de rugosidade, sendo estas classificadas em usinadas, macrotextrizadas, microtexturizadas, nanotextrizadas e biomiméticas.

Cabe salientar que apesar do processo de osseointegração ocorrer inclusive em superfícies de titânio polidas, a busca por superfícies quimicamente ativas pode ser crucial em casos de regiões de baixa qualidade óssea, podendo acelerar o processo de osseointegração [3].

Um dos fatores considerados importantes na otimização da estabilidade secundária de implantes dentários é a topografia superficial dos mesmos [12,13,21]. O aumento da capacidade de molhabilidade de implantes tem sido discutido [1,8,13-20] e se mostrado de extrema importância no processo de osseointegração e na interface entre osso e implante [17].

De acordo com Gittens *et al.* [18] (2014) o papel do tratamento de superfície como a rugosidade e modificações químicas já foram bastante estudados. Entretanto, o papel da molhabilidade na osseointegração vem aumentando os estudos principalmente nos aspectos biológicos desta superfície, onde estudos mostram um efeito estimulante geral na maior hidrofiliidade da superfície na integração dos tecidos moles e duros acelerando assim a cicatrização e osseointegração precoce o que promove a saúde dos tecidos ao longo prazo e possivelmente estende a vida útil dos implantes.

Oates *et al.*[13] (2007) estudaram as alterações na estabilidade de implantes com superfície com aumento de molhabilidade (SLActive, Straumann, Suíça) comparadas a implantes com superfície padrão (SLA, Straumann, Suíça). Trinta e um pacientes receberam dois implantes, sendo um com cada tipo de superfície, e a estabilidade foi mensurada semanalmente, até a 6ª semana, por meio da análise da frequência de ressonância. Os autores observaram redução no tempo de transição entre a diminuição da estabilidade primária e o aumento da estabilidade secundária de 4 para 2 semanas nos implantes com aumento de molhabilidade.

Vasak *et al.*[17] (2013) instalaram em nove mini porcos, três implantes em alvéolos cicatrizados sendo dois destes implantes com superfície hidrofílica (SLActive, Straumann, Suíça) e concluíram na análise histomorfométrica que a formação de ósseo significativa, acontece entre cinco a dez dias e que em superfícies hidrofílicas, aumenta essa formação para até 15 dias. Segundo Elias *et al.*[17] (2007) a molhabilidade influencia no comportamento celular na fase inicial da osseointegração.

Wennerberg *et al.*[20] (2011) realizaram a revisão de 15 estudos *in vitro*, 17 *in vivo* e 16 estudos clínicos, relacionando as características da superfície,

molhabilidade e a osseointegração. Concluíram que a maior molhabilidade aumentou a resposta na osseointegração, nos períodos iniciais.

Schwarz *et al.*[22] (2008) avaliaram o impacto da modificação da superfície hidrofílica no titânio dos implantes dentários em estudos *in vitro*, em animais e em humanos e puderam observar que a molhabilidade da superfície tem influência significativa na diferenciação celular e na produção de fatores de crescimento, melhorando os estágios iniciais da integração de tecidos moles e tecidos duros do implante de titânio.

Elias *et al.*[17] (2007) testaram implantes com tratamentos de superfícies diferentes (maquinado, ataque ácido, jateamento de areia e anodizado) sendo destes somente um hidrofílico (anodizado). Foram testados os ângulos de contato com cinco líquidos diferentes (água, dimetilsufóxido, solução salina e sangue) e, também, o torque de remoção destes implantes instalados em tíbia de coelho após 12 semanas de cicatrização. Ambos os testes apresentaram resultados superiores nos implantes hidrofílicos, tanto no menor ângulo de contato dos líquidos com a superfície, quanto no maior torque de remoção dos implantes.

Os efeitos benéficos relatados pelo uso do ozônio, podem se estender à implantodontia com o objetivo de prevenir infecções associadas aos implantes dentários, bem como aumentar a osseointegração [23].

Sunarso *et al.*[8] (2016) submeteram discos de titânio ao contato com gás ozônio em recipiente fechado, para avaliar o aumento da hidrofílicidade do titânio através do ângulo de contato de uma gota de água com a superfície. Foi observado que esse ângulo pode variar dependendo do tempo de exposição ao ozônio, e que, após 3 horas esse ângulo de contato começou a reduzir, chegando a zero ângulo de contato após 24 horas de exposição. Estes resultados tornaram a superfície super

hidrofílica, apresentando também diminuição dos contaminantes de carbono hidrofóbicos. Este tratamento produziu maior quantidade de grupos hidrofílicos OH, o que resultou na propriedade super hidrofílica. Além disso, esta superfície alterada produziu menor nível de citocinas pró-inflamatórias, aumentando a osteocondutividade e propriedades anti-inflamatórias.

Klonica e Kuczmaszewski[24] (2019) submetem discos de titânio ao contato com gás ozônio, fazendo assim um aumento de 25% no elemento químico Ti e redução de 35% na redução do carbono nestas superfícies.

De acordo com Rupp *et al.* [14] (2004) as superfícies com maior hidrofiliidade, devem ficar armazenadas em líquido, pois desta forma apresentam menor concentração de carbono do que as superfícies que ficam expostas ao ar.

Uma superfície O₃ Ti foi produzida por tratamento com gás ozônio através da remoção de contaminantes de hidrocarbonetos hidrofóbicos e introdução de grupos hidrofílicos, trazendo assim a possibilidade de acelerar e melhorar a osseointegração dos implantes dentários [16].

Yoshida *et al.*[25] (2016) relataram em seu estudo onde foi avaliado a influencia na formação óssea, em estudos *in vitro* onde células semelhantes a osteoblastos foram aplicadas em titânio puro limpos com água ozonizada avaliando assim a proliferação e diferenciação celular, e no estudo *in vivo* foram colocados implantes de titânio puro em fêmur de ratos submetidos a limpeza com a água ozonizada e não submetidos ao ozônio e testado a resistência mecânica de remoção dos mesmos, os discos que tiveram contato com o ozônio diminuíram o carbono e aumentaram a proliferação celular e a diferenciação de células osteoblásticas apresentando assim osseointegração elevada em fase inicial de 14 dias em relação aos discos sem contato com o ozônio.

2.2 AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE POR FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA

Em 1994, Meredith, Cawley e Alleyne[26], descreveram a possibilidade de determinar a estabilidade de implantes dentários a partir da mensuração da frequência de ressonância utilizando-se um pequeno transdutor que deveria ser adaptado ao implante. A frequência do sinal variou de 5 a 15 kHz, indicando sua estabilidade. A partir desse estudo, várias pesquisas foram desenvolvidas na área da implantodontia utilizando a análise da frequência de ressonância [27-34]. Atualmente, o dispositivo de mensuração é chamado *smartpeg*[®], em vez de transdutor, e o resultado é registrado no aparelho por meio de valor numérico cuja unidade é ISQ (Quociente de estabilidade do implante), variando de 1 a 100 [35].

Simunek *et al.*[34] (2010) avaliaram como a estabilidade primária afeta a estabilidade pós-osseointegração e qual o efeito da estabilidade primária na perda óssea marginal. Novecentos e quarenta implantes instalados em região interforaminal foram submetidos à carga imediata e acompanhados por meio de análise de frequência de ressonância (AFR) por um período de 4 meses. A estabilidade foi mensurada semanalmente até a sexta semana e a resposta óssea marginal avaliada em radiografias periapicais. Os autores observaram queda na estabilidade no período entre a 1^a e 4^a semanas de 2,2 ISQ. Implantes com baixa estabilidade primária mostraram aumento na estabilidade no período de cicatrização, enquanto implantes com alta estabilidade primária mostraram queda na estabilidade durante o mesmo

período. E, observaram também uma correlação positiva entre o torque de inserção e a perda óssea marginal.

Durante a transição da estabilidade primária para estabilidade secundária, sabe-se que ocorre uma lacuna na estabilidade, que é crítica para o processo de osseointegração. Quanto mais rapidamente for alcançada a osseointegração, mais precocemente será obtida a estabilidade secundária e, conseqüentemente, reduzida essa lacuna [11].

Oates *et al.*[13] (2007) estudaram as alterações na estabilidade de implantes com superfície com aumento de molhabilidade (SLActive, Straumann, Suíça) comparadas a implantes com superfície padrão (SLA, Straumann, Suíça). Trinta e um pacientes receberam dois implantes, sendo um com cada tipo de superfície, e a estabilidade foi mensurada semanalmente, até a 6ª semana, por meio da análise da frequência de ressonância, e observaram redução no tempo de transição entre a diminuição da estabilidade primária e o aumento da estabilidade secundária de 4 para 2 semanas nos implantes com aumento de molhabilidade.

Nedir *et al.*[36] (2003) avaliaram os valores de ISQ em período de 12 semanas e 01 ano de acompanhamento após a instalação dos implantes. A amostra continha implantes que receberam carga imediata e implantes que receberam carga tardia. Após 3 meses, os implantes que receberam carga imediata e apresentaram ISQ inicial de 54 foram capazes de alcançar e manter a osseointegração.

Bornstein *et al.*[37] (2009) instalaram 56 implantes SLActive® com cicatrizadores gengivais realizando a carga em 3 semanas da instalação. Após a instalação do implante, foi realizada medidas com ISQ e repetidas após 3 semanas. Quando foram obtidas medidas menores de 65 ISQ, não houve a instalação das próteses. Nos casos reabilitados, realizou-se novas medidas após 7 dias, e quando

houve a redução de estabilidade executou se o desgaste oclusal e novas medidas foram realizadas em 7, 12 e 26 semanas com instalação do dente definitivo após 6 meses. Os autores concluíram que os implantes que apresentaram frequência de ressonância de 65 ISQ estavam aptos a receber a reabilitação protética.

Markovic *et al.*[38] (2011) avaliaram, por meio da análise da frequência de ressonância, a estabilidade de 42 implantes com superfície SLActive® (Standard Plus Regular Neck 4,1x10 mm, Institute Straumann) submetidos à carga precoce e instalados simultaneamente à elevação do seio maxilar sem uso de enxerto ósseo. Em 40 implantes foram observados, no momento da instalação (estabilidade primária), $ISQ \geq 45$ e torque $\geq 25Ncm$. A avaliação da estabilidade semanalmente mostrou aumento de estabilidade gradual ao longo do tempo (ISQ inicial de $59,55 \pm 7,06$ e após 6 semanas de $67,75 \pm 3,06$).

Kokovic *et al.*[7] (2014) instalaram 72 implantes bilateralmente, em 12 pacientes, em região posterior de mandíbula, com carga imediata de um dos lados e, do outro, com a carga tardia (após 6 semanas). As mensurações para avaliação de frequência de ressonância foram realizadas no momento da instalação, após 6 semanas, 12 semanas e 52 semanas. Foram observadas alterações significativas nos valores obtidos na instalação, quando comparados aos obtidos às 6 semanas. No entanto, não foram encontradas diferenças significativas quando comparados os grupos em carga imediata e carga tardia.

2.3 AVALIAÇÃO DA FORMAÇÃO ÓSSEA

Schwartz *et al.*[22] (2007) avaliaram a regeneração óssea com deiscência, em implantes de titânio com a superfície quimicamente modificada, superfícies com jateamento e ataque ácido convencional. Foram criados quatro defeitos ósseos de 3 mm de altura e de largura no local da instalação do implante, tanto em maxila quanto em mandíbula de 52 cães. Em dois dos defeitos foram instalados implantes com superfície SLA® e, nos outros dois, implantes com superfície SLActive®. Após 2 e 12 semanas, os animais foram sacrificados e os blocos ósseos contendo os implantes, foram removidos. Observou-se que a cicatrização em implantes SLA® foi, predominantemente, caracterizada por formação de tecido conjuntivo denso de 2 a 12 semanas, sem aumentos significativos de tecido ósseo, enquanto que as regiões com implantes SLActive®, exibiram defeitos completamente preenchidos, em 12 semanas, após a colocação dos implantes.

Rocuzzo e Wilson[39] (2009) avaliaram a evolução clínica, após 3 semanas, com carga em implantes unitários com superfícies hidrofílicas, em áreas de molares superiores. Foram realizadas perfurações com fresagem mínima e, após 21 dias, foram instalados pilares protéticos com 15 Ncm de torque e provisórios. Após quatro a seis semanas, o torque no pilar foi aumentado para 35 Ncm para a restauração definitiva em 35 pacientes. Seis pacientes apresentaram dor de baixa intensidade e receberam a restauração após 8 a 10 semanas. As medidas clínicas e radiográficas foram tomadas na linha de ligação do pilar e, após um ano de acompanhamento, não havendo perda dos implantes.

Degidi *et al.*[40] (2009) avaliaram a formação óssea em implantes de superfície com molhabilidade aumentada, que receberam carga após quatro semanas, em três

pacientes com edentulismo parcial mandibular. Foi instalado um implante em região posterior de mandíbula em cada paciente. Após quatro semanas, todos foram avaliados clinicamente, quanto à integração clínica e removidos com trefina. Todos os implantes apresentaram osso maduro compacto preexistente, ladeados por osso recém-formado e alta porcentagem contato osso-implante.

Mamalis e Silvestro[41] (2010) avaliaram o efeito da modificação química da superfície do implante SLA (superfície SLActive®) sobre células mesenquimais derivadas da medula óssea (hMSCs) quanto à adesão, proliferação e início do controle transcricional de diferenciação osteogênica. Foram utilizados discos de titânio de superfícies lisa e modificada aos moldes da superfície SLActive®, colocados em meios de cultura de células mesenquimais derivadas da medula óssea. Os resultados mostraram que a modificação química da superfície diminui a fixação e proliferação celular e aumenta a ativação de genes precoces de diferenciação osteoblástica. Assim, é criado um microambiente em torno dos implantes que pode otimizar a osseointegração em superfícies quimicamente modificadas.

Han, Lulic e Lang[42] (2010) avaliaram a estabilidade dos tecidos peri-implantares durante as fases iniciais de cicatrização, por meio da análise de frequência de ressonância em diferentes superfícies e diâmetros de implante. Para isso, foram instalados vinte e cinco implantes de 10 mm de comprimento, incluindo doze (SLA® RN, Straumann, Suíça), de 4,1 mm de diâmetro, e cinco (WN, Straumann, Suíça), de 4,8 mm de diâmetro, e avaliados pelos valores de quociente de estabilidade do implante (ISQ). Tais valores foram determinados com o aparelho Osstell® em 1, 2, 3, 4, 6, 8, 12 semanas após a cirurgia e comparados entre os tipos de implantes. O ISQ apresentou-se reduzido de 3 a 4 pontos depois da instalação e atingiu os valores mais baixos em 3 semanas, após as quais aumentaram de forma constante até 12

semanas. A avaliação longitudinal mostrou os mesmos padrões de perda de estabilidade entre os implantes SLA[®], SLActive[®] e implantes WN, concluindo que nem a modificação de superfície (SLActive[®]) quanto o diâmetro do implante foi relevante.

Donos *et al.*[4] (2011) instalaram 18 implantes em 9 pacientes em região de terceiros molares inferiores, sendo 8 implantes sem aumento de molhabilidade SLA[®] e 10 implantes com superfície hidrofílica, SLActive[®]. Foi observado que não houve diferença funcional entre as categorias da expressão gênica no quarto dia. Contudo, a partir do sétimo dia, a expressão gênica associada à osteogênese e angiogênese estavam sobre reguladas na superfície SLActive[®]. Ambas pareceram reguladas pela tradução das proteínas morfogênicas do osso (BMP) e fator de crescimento endotelial vascular (VEGF), respectivamente.

Lang *et al.*[43] (2011) selecionaram 49 voluntários que não apresentavam os terceiros molares e que não possuíam contraindicações para cirurgias em região retro molar, com média da idade de 29 anos, para análise da osseointegração de implantes de superfície hidrofílica e sem molhabilidade aumentada. Depois de removidos, observou-se um processo de formação de novo osso na primeira semana em região trabecular. Esse aumento foi gradualmente maior depois de 42 dias, sendo que o percentual de neoformação óssea na segunda e quarta semana foi mais pronunciado ao redor das superfícies SLActive[®] (hidrofílica). A partir de 42 dias, essas diferenças não foram estatisticamente relevantes.

Bosshardt *et al.*[1] (2011) avaliaram morfologicamente a cicatrização sequencial e eventos da osseointegração sobre superfícies de implantes moderadamente ásperas e sem modificação química. Foram instalados 49 implantes quimicamente modificados (SLActive[®]) ou jateados (SLA) em região retro molar de 28 voluntários humanos. Após 7, 14, 28 e 42 dias de instalação, os implantes foram

removidos com uma trefina e avaliados histologicamente. Foi possível observar que todas as superfícies dos implantes foram parcialmente revestidas com osso e a nova formação óssea foi observada após sete dias de instalação. Ambos os implantes, SLActive® e SLA®, osseointegraram progressivamente, enquanto o osso velho na superfície do dispositivo foi gradualmente absorvido. Nos implantes com superfície SLActive® obteve-se maior contato entre osso e implante de 02 a 04 semanas, do que os de superfície SLA®.

Liñares *et al.* [44] (2011) avaliaram o efeito do tempo de carregamento sobre a superfície de contato osso-implante (BIC), após a colocação imediata de implantes com superfície hidrofílica e tratamento ácido em alvéolos frescos de 6 mini porcos. Em uma hemi-mandíbula, foram instalados dois implantes hidrofílicos SLActive® e carregados imediatamente e, na outra hemi-arcada (grupo controle), foram instalados dois implantes SLActive® e carregados após quatro semanas. Após oito semanas de cicatrização, os animais foram sacrificados para análise histológica. Os resultados mostraram que a porcentagem de BIC, e a distância entre a cervical do implante e a crista óssea foram semelhantes em ambos os grupos.

3. OBJETIVO GERAL

Avaliar a molhabilidade de discos de titânio com superfícies lisas (Implacil, São Paulo, Brasil), tratadas (Implacil, São Paulo, Brasil) e submetidas ao tratamento com ozônio, em ambiente líquido.

3.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Aferir, por meio da utilização de microscopia óptica de ângulo de contato *oca25*[®] (DataPhysics Instruments GmbH, Filderstadt, Germany) o ângulo de contato da água com a superfície dos discos de titânio submetidos ou não ao contato com o ozônio.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 AMOSTRA

No presente estudo observacional, foram avaliados os ângulos de contato da água com os discos de titânio F67 Grau 4 com diâmetro de 10 mm e espessura de 2 mm com superfície lisa (Implacil, São Paulo, Brasil) e tratada (Implacil, São Paulo, Brasil), ambas submetidas ao contato com o ozônio. Foram selecionados 15 discos com superfície lisa (Implacil, São Paulo, Brasil) e 15 discos com superfície tratada (Implacil, São Paulo, Brasil). Dos discos de cada tipo de superfície, o primeiro deles não foi submetido ao contato ao ozônio (controle) e não foram colocados em meio líquido.

4.2 SELEÇÃO DA AMOSTRA:

Critérios de inclusão:

1. Discos de titânio Liso (Implacil, São Paulo, Brasil)
2. Discos de titânio superfícies tratadas (Maestro[®] Implacil, São Paulo, Brasil)

Critérios de exclusão:

1. Diferentes discos que não sejam os do critério de inclusão

4.3 TRATAMENTO DOS DISCOS COM OZÔNIO:

Os discos de titânio foram colocados imersos em uma coluna de ozonização (Philozon[®] Balneário Camboriú, Santa Catarina, Brasil) com 500ml de água bidestilada estéril. As amostras foram envolvidas em tecido de nylon com perfuração de 5mm (figura 1). A esta coluna de ozonização (Philozon[®] Balneário Camboriú, Santa

Catarina, Brasil) foi, conectada a um aparelho gerador de ozônio (Philozon® Balneário Camboriú, Santa Catarina, Brasil) à $60\mu\text{g/mL}$ (Figura 2). As amostras Lisas e Tratadas, foram submetidas à ozonização por 8, 10, 12 e 24 horas. Após os tempos selecionados, as amostras foram armazenadas em recipientes fechados, desinfectados previamente, com água bidestilada ozonizada (Figura 3)



Figura 1 – Discos de titânio submersos em água bidestilada em processo de ozonização contínuo



Figura 2 – Gerador de ozônio à 60 µg/mL

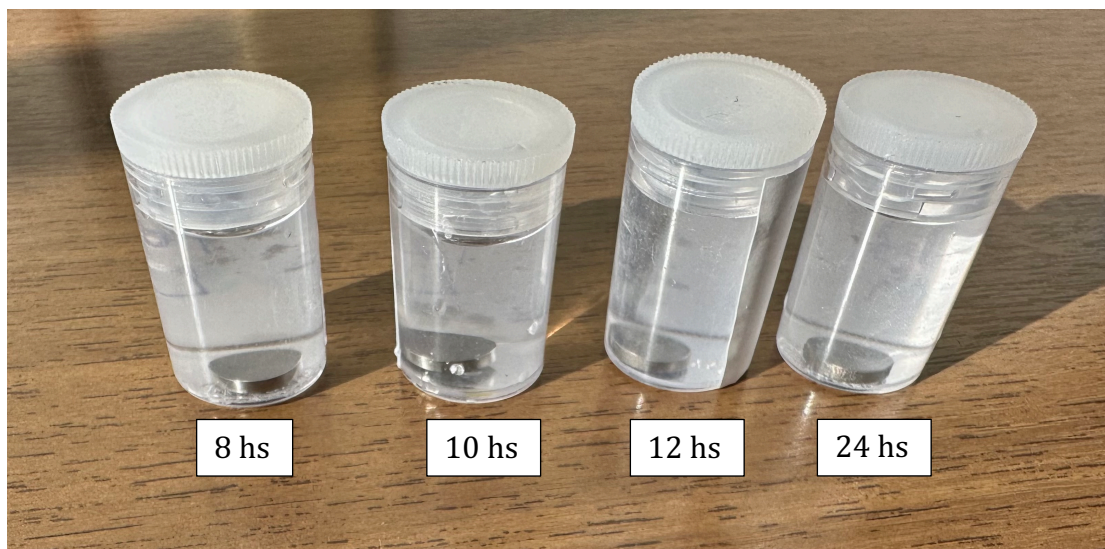


Figura 3 – Discos armazenados em água bidestilada ozonizada.

4.4 METODOLOGIA DE ANÁLISE DE DADOS:

Todos os discos de titânio foram submetidos à análise de molhabilidade em microscopia óptica de ângulo de contato *oca25*[®] (DataPhysics Instruments GmbH, Filderstadt, Germany).

4.4.1 Avaliação de molhabilidade:

Imediatamente após a remoção dos discos de titânio do recipiente de armazenamento, as amostras passaram pelo processo de secagem com papel absorvente para depois serem submetidas às análises de molhabilidade (Figura 4), pela microscopia óptica de ângulo de contato *oca25*[®] (DataPhysics Instruments GmbH, Filderstadt, Germany). Foi dispensada uma gota de água de 456 µl, segundo orientação do fabricante, sobre a superfície de todas as amostras (figura 5) e aguardado 15 segundos para realizar medida.

Considerando que há variações nas condições de secagem devido a rugosidade dos discos, foram realizadas repetidas medidas com o objetivo de padronizar o procedimento. Foram realizadas 5 mensurações em cada disco com mesmo aparelho de microscopia óptica de ângulo de contato *oca25*[®] (DataPhysics Instruments GmbH, Filderstadt, Germany) e a secagem com o mesmo papel absorvente.

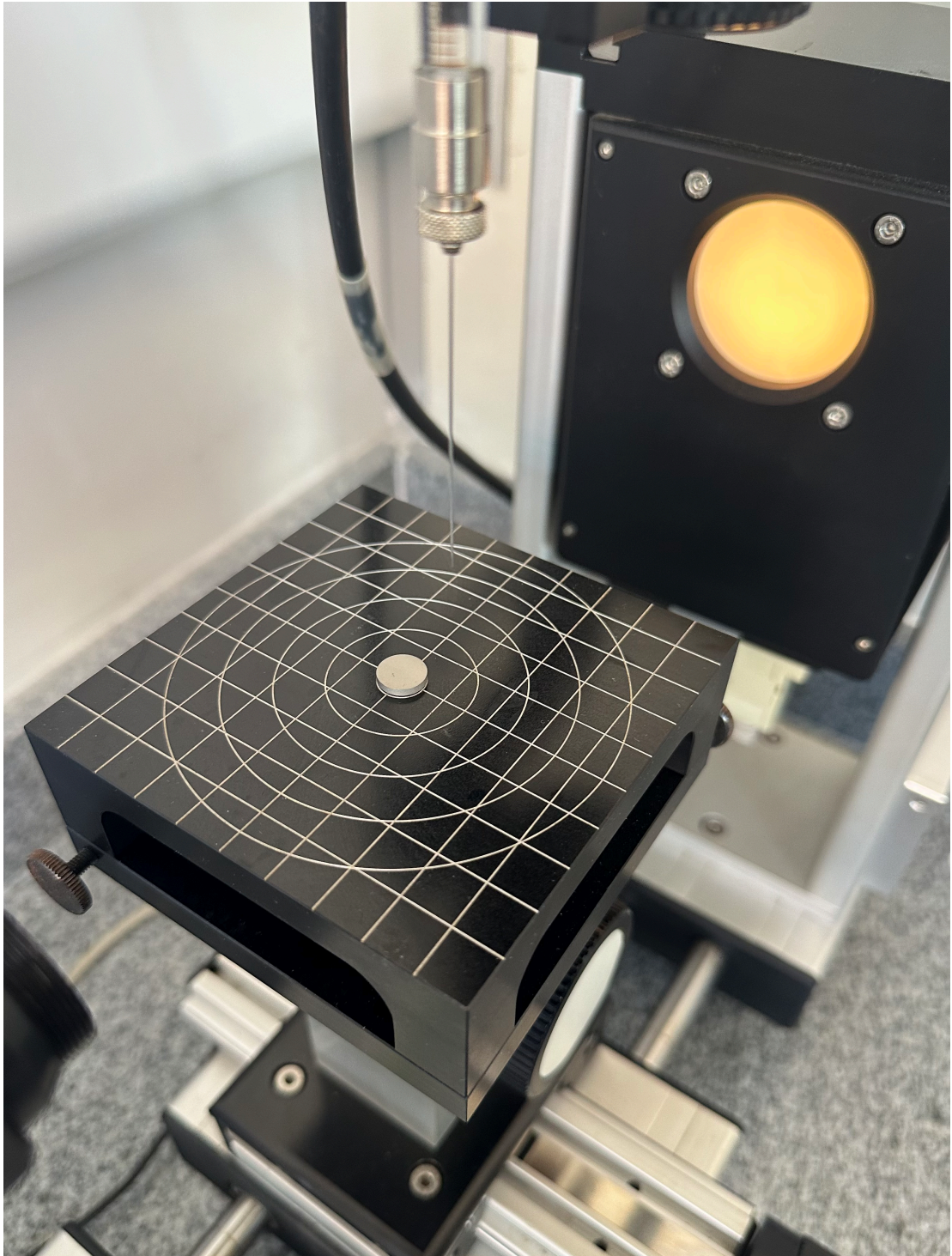


Figura 4 – Disco em plataforma do microscópio óptico de ângulo de contato oca25® (DataPhysics Instruments GmbH, Filderstadt, Germany) antes da dispensação da gota.

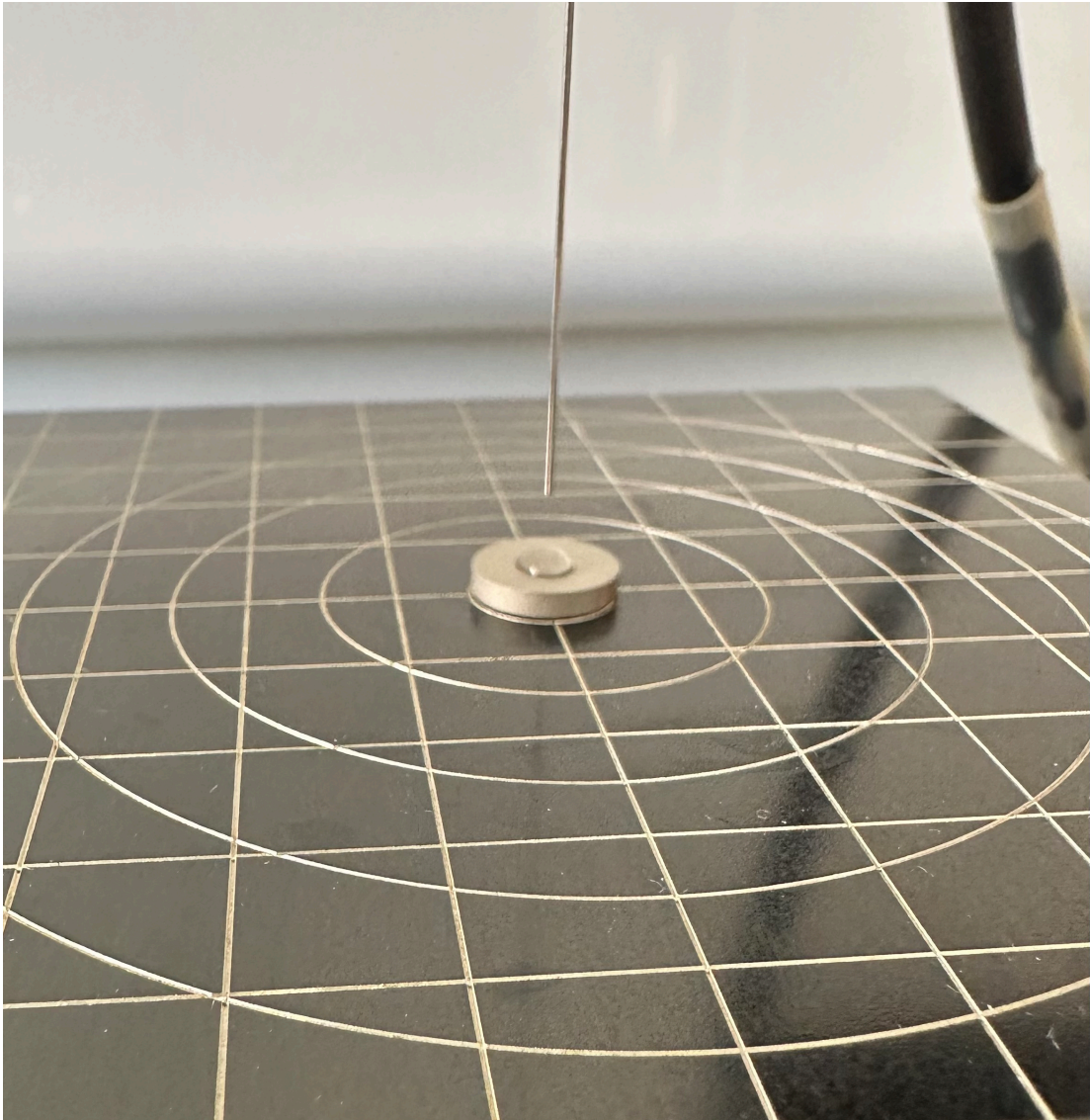


Figura 5 – Dispo em plataforma após dispensação da gota.

As mensurações foram realizadas nos grupos de controle (sem contato com ozônio) e os grupos de teste que foram submetidas ao contato com o ozônio, nos tempos de 8 horas, 10 horas, 12 horas e 24 horas.

Análise Estatística

Para descrição do ângulo de contato da gota para avaliação da hidrofildade, foram consideradas as estatísticas da média, mediana, valor mínimo, valor máximo e desvio padrão. Para avaliação do efeito do tempo de exposição e do tipo de superfície sobre o referido ângulo, foi ajustado modelo de Regressão Linear Múltipla, testando-se com base neste modelo, as hipóteses de interesse. Valores de p menores do que 0,05 indicaram significância estatística.

5. RESULTADOS

Foram mensurados todos os testes de ângulo de contato da água com todos os discos de titânio. As mensurações foram realizadas nos grupos de controle (sem contato com ozônio) (Figuras 6 e 7) e os grupos de teste que foram submetidas ao contato com o ozônio, nos tempos de 8 horas (Figuras 8 e 9), 10 horas (Figuras 10 e 11), 12 horas (Figuras 12 e 13) e 24 horas (Figuras 14 e 15), as medidas foram todas anotadas e separadas pelo tempo de exposição com o ozônio (tabela 1), para que em seguida fosse possível realizar a análise estatística com todos os resultados apresentados.

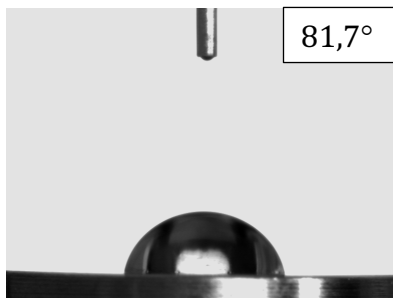


Figura 6 – Disco Controle Liso.

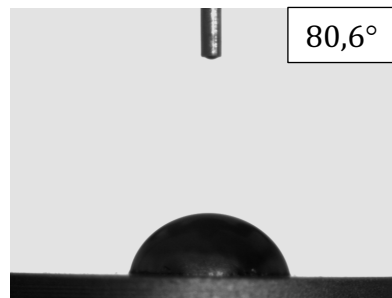


Figura 7 – Disco Controle Tratado.

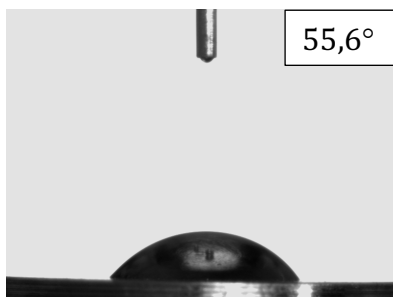


Figura 8 – Disco Liso 8 horas.



Figura 9 – Disco Tratado 8 horas.

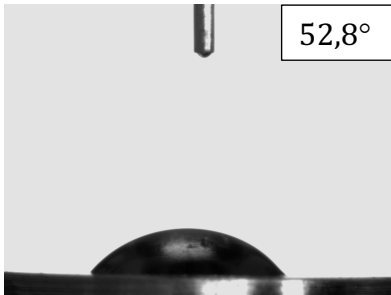


Figura 10 – Disco Liso 10 horas.

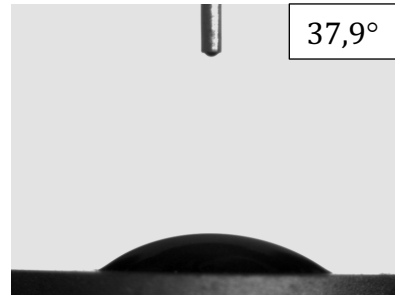


Figura 11 – Disco Tratado 10 horas.

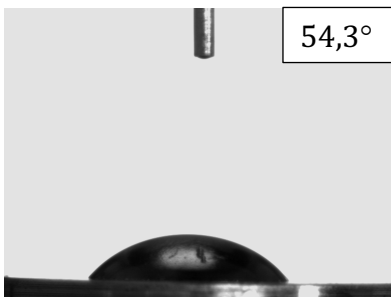


Figura 12 – Disco Liso 12 horas.



Figura 13 – Disco Tratado 12 horas.

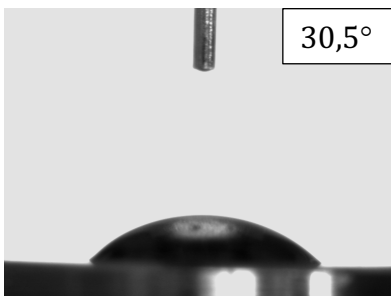


Figura 14 – Disco Liso 24 horas.



Figura 15 – Disco Tratado 24 horas.

Tabela 1– Mensurações do ângulo de contato de todas as amostras.

| Tempo de exposição O3/hs | Liso 1 | Tratado 1 | Liso 2 | Tratado 2 | Liso 3 | Tratado 3 | Liso 4 | Tratado 4 | Liso 5 | Tratado 5 |
|--------------------------|--------|-----------|--------|-----------|--------|-----------|--------|-----------|--------|-----------|
| 0 (Controle) | 81.7° | 80.6° | 81.4° | 68.8° | 74.8° | 68.9° | 77.7° | 67.0° | 79.5° | 64.6° |
| 8 | 55.6° | 39.1° | 63.9° | 37.1° | 61.7° | 41.7° | 62.6° | 34.6° | 58.4° | 45.4° |
| 10 | 53.9° | 37.9° | 52.8° | 48.5° | 59.9° | 46.8° | 58.1° | 57.1° | 56.1° | 52.8° |
| 12 (Amostra 1) | 54.3° | 32.1° | 61.4° | 41.0° | 57.2° | 40.5° | 54.8° | 43.9° | 55.0° | 43.6° |
| 12 (Amostra 2) | 58.5° | 35.6° | 55.8° | 37.4° | 64.3° | 41.2° | 59.8° | 35.4° | 59.7° | 37.8° |
| 24 (Amostra 1) | 47.9° | 29.3° | 47.8° | 41.5° | 53.2° | 34.2° | 53.4° | 44.4° | 58.3° | 48.2° |
| 24 (Amostra 2) | 30.5° | 29.7° | 32.2° | 43.9° | 44° | 32.5° | 56° | 48.7° | 44.5° | 49.2° |
| 24 (Amostra 3) | 44.6° | 25.3° | 37.8° | 39° | 58.7° | 44.3° | 52.6° | 39.4° | 61.9° | 46.4° |
| 24 (Amostra 4) | 44.9° | 30.6° | 49.4° | 35° | 63.4° | 44° | 57.9° | 52.7° | 68.6° | 47.7° |
| 24 (Amostra 5) | 48.6° | 23.4° | 55.3° | 39.7° | 64.7° | 47.1° | 58.9° | 46.6° | 57.4° | 33.5° |
| 24 (Amostra 6) | 49.1° | 23.5° | 54.6° | 33.3° | 62.0° | 38.7° | 80° | 42.1° | 66.7° | 52.2° |
| 24 (Amostra 7) | 51.7° | 23.4° | 42.1° | 20.7° | 57.1° | 47.1° | 56.9° | 38° | 71.7° | 48.9° |
| 24 (Amostra 8) | 44.4° | 29.4° | 56.6° | 30.4° | 66.7 | 45.1° | 64.2° | 38.3° | 62.5° | 48° |
| 24 (Amostra 9) | 43.5° | 36.8° | 46.9° | 34.1° | 52.5° | 53° | 62.6° | 29.3° | 61.5° | 50.9° |
| 24 (Amostra 10) | 40.7° | 28.5° | 50.3° | 41.5° | 56.4° | 45° | 59.8° | 46.4° | 63° | 56.8° |

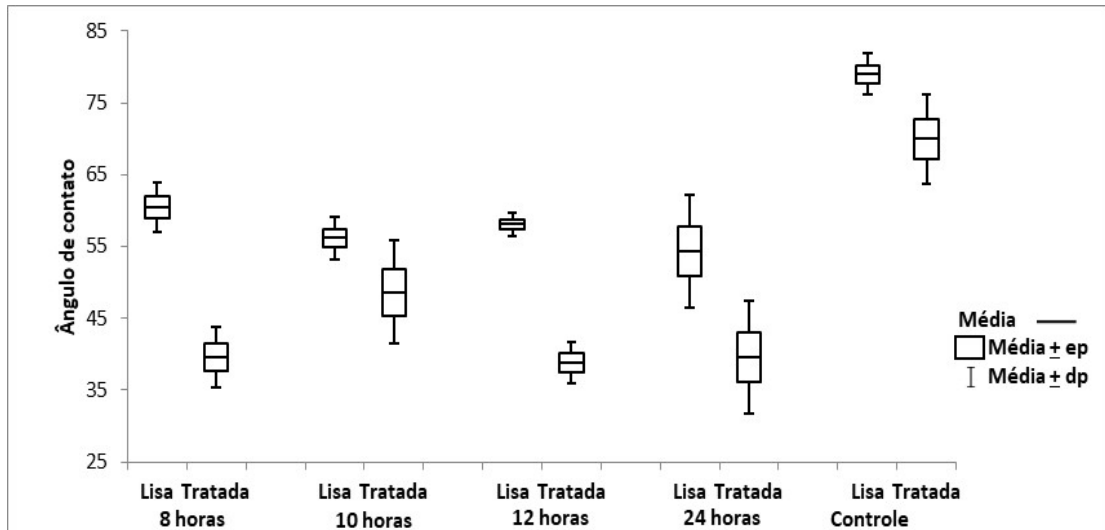
Na Tabela 2 são apresentadas as estatísticas descritivas de média, mediana, valor mínimo, valor máximo e desvio padrão do ângulo de contato da gota em cada um dos grupos (tempo de exposição de 8 horas, 10 horas, 12 horas, 24 horas e controle) na superfície (lisa ou tratada).

Tabela 2 – Média, Mediana, Valor mínimo, Valor máximo e Desvio padrão

| TEMPO | SUPERFÍCIE | n | Média | Mediana | Mínimo | Máximo | Desvio Padrão |
|-----------------|------------|---|-------|---------|--------|--------|---------------|
| 8 | LISA | 5 | 60,4 | 61,7 | 55,6 | 63,9 | 3,4 |
| | TRATADA | 5 | 39,6 | 39,1 | 34,6 | 45,4 | 4,2 |
| 10 | LISA | 5 | 56,2 | 56,1 | 52,8 | 59,9 | 2,9 |
| | TRATADA | 5 | 48,6 | 48,5 | 37,9 | 57,1 | 7,2 |
| 12 | LISA | 5 | 58,1 | 57,4 | 56,4 | 60,8 | 1,7 |
| | TRATADA | 5 | 38,9 | 39,7 | 33,9 | 40,9 | 2,9 |
| 24 | LISA | 5 | 54,3 | 57,9 | 44,6 | 61,6 | 7,8 |
| | TRATADA | 5 | 39,6 | 42,6 | 28,0 | 48,2 | 7,8 |
| Controle | LISA | 5 | 79,0 | 79,5 | 74,8 | 81,7 | 2,9 |
| | TRATADA | 5 | 70,0 | 68,8 | 64,6 | 80,6 | 6,2 |

No Gráfico 1 podem ser visualizados os resultados obtidos no estudo.

Gráfico 1 – Avaliação média, mediana e desvio padrão



COMPARAÇÃO ENTRE TIPO DE SUPERFÍCIA (LISA E TRATADA) DENTRO DE CADA GRUPO

Dentro de cada grupo (tempo de exposição) testou-se a hipótese nula de média de ângulo de contato igual nos dois tipos de superfície versus a hipótese alternativa de médias diferentes. Na Tabela 3 são apresentados os valores de p dos testes estatísticos

Tabela 3 – Valores de P

| Comparação dentro | Valor de p |
|-------------------|------------|
| 8 | < 0,001 |
| 10 | 0,027 |
| 12 | < 0,001 |
| 24 | < 0,001 |
| Controle | 0,009 |

COMPARAÇÃO DOS GRUPOS EM RELAÇÃO À SUPERFÍCIE LISA

Para o tipo de superfície lisa os grupos (tempos de exposição) foram comparados dois a dois testando-se a hipótese nula de média de ângulo de contato igual nos dois grupos sob comparação versus a hipótese alternativa de médias diferentes. Na Tabela 4 são apresentados os valores de p dos testes estatísticos.

Tabela 4 – Valor de P em comparação dos tempos de exposição em superfície lisa

| Grupos sob comparação | Valor de p |
|------------------------------|-------------------|
| 8 x 10 | 0,199 |
| 8 x 12 | 0,476 |
| 8 x 24 | 0,069 |
| 8 x controle | < 0,001 |
| 10 x 12 | 0,561 |
| 10 x 24 | 0,578 |
| 10 x controle | < 0,001 |
| 12 x 24 | 0,258 |
| 12 x controle | < 0,001 |
| 24 x controle | < 0,001 |

COMPARAÇÃO DOS GRUPOS EM RELAÇÃO À SUPERFÍCIE TRATADA

Para o tipo de superfície tratada os grupos (tempos de exposição) foram comparados dois a dois testando-se a hipótese nula da média de ângulo de contato igual nos dois grupos sob comparação versus a hipótese alternativa de médias diferentes. Na tabela abaixo são apresentados os valores de p dos testes estatísticos.

Tabela 5 – Valor de P em comparação dos tempos de exposição em superfície tratada

| Grupos sob comparação | Valor de p |
|------------------------------|-------------------|
| 8 x 10 | 0,009 |
| 8 x 12 | 0,825 |
| 8 x 24 | 0,994 |
| 8 x controle | < 0,001 |
| 10 x 12 | 0,005 |
| 10 x 24 | 0,009 |
| 10 x controle | < 0,001 |
| 12 x 24 | 0,831 |
| 12 x controle | < 0,001 |
| 24 x controle | < 0,001 |

6. DISCUSSÃO

Durante a transição da estabilidade primária para a estabilidade secundária dos implantes dentários, ocorre uma lacuna que pode ser justificada por uma remodelação óssea inicial [14]. Caso esse processo de remodelação óssea não ocorra de maneira adequada, a região de interface osso-implante pode ser preenchida por tecido mole [22]. Alguns fatores relacionados aos cuidados pré, trans e pós-cirúrgicos podem estar associados a essa falha porém, os avanços tecnológicos na área da implantodontia visam acelerar o processo de remodelação óssea, reduzindo o período de lacuna e otimizando a osseointegração [11,13].

Estudos presentes na literatura [27-34] relatam que a análise da frequência de ressonância permite verificar a estabilidade dos implantes dentários pela análise do quociente ISQ. Com o uso desta técnica [11], utilizando implantes com tratamento de superfície (molhabilidade aumentada) não foi constada a presença de lacuna no processo de osseointegração; e em outro estudo [13] observaram uma redução no tempo de transição entre a queda da estabilidade primária e o aumento da estabilidade secundária, passando de 04 para 02 semanas, corroborando com outros achados na literatura [25] que ao avaliar discos de titânio submetidos ao ozônio também apresentaram aumento da osseointegração no período inicial de 14 dias pois de acordo com nossa pesquisa os discos de titânio em contato com o ozônio apresentam a superfície com molhabilidade aumentada.

Estudos apontam que as superfícies quimicamente ativadas são capazes de acelerar o processo de osseointegração [15,40], estimulando a remodelação entre osso e implante, sem que este seja preenchido por tecido mole [22]. Além disso, a topografia superficial se mostrou capaz de otimizar a estabilidade secundária dos

implantes [12,13] e, esta topografia, quando associada ao aumento de molhabilidade, é de extrema importância no processo [14,15] por criar em torno dos implantes um ambiente propício para o processo de osseointegração [37], podendo-se esperar resultados semelhantes com o tratamento de superfície descrito neste trabalho.

Nesta pesquisa foi proposto um novo tratamento de superfície com discos de titânio submetidos ao contato com o ozônio, em meio líquido, para avaliação da molhabilidade, pois de acordo com autores [8,17] o tratamento de superfície é realizado para melhorar a interação entre os implantes dentários e o osso, sendo a molhabilidade aumentada capaz de intensificar essa interação aumentando assim a osseointegração.

Pesquisas de sobre molhabilidade nos implantes dentários vem aumentando e mostram maior aumento de osseointegração nos implantes com molhabilidade aumentada em comparação aos implantes convencionais[13,17,18,19,20,22], desta forma a superfície tratada com ozônio em meio líquido, também será capaz de aumentar a osseointegração devido a molhabilidade aumentada da superfície descrito nesta pesquisa.

Foi possível observar em análise laboratorial através do gotejamento de água sobre as superfícies dos discos de titânio lisos (Implacil, São Paulo, Brasil) e tratados (Implacil, São Paulo, Brasil) que em ambas as superfícies tiveram aumento da molhabilidade em relação ao grupo controle que não foi submetido ao contato com o ozônio, apresentando significância estatística.

Em análise estatística ao avaliar o tempo de exposição em horas ao ozônio de 08, 10, 12, 24 e controle (sem exposição) observou-se que em todos os tempos os implantes com superfície tratada (Implacil, São Paulo, Brasil) apresentaram maior

hidrofilidade em relação a superfície lisa (Implacil, São Paulo, Brasil), e ambas melhores que o controle.

Nesta pesquisa quando comparado entre os grupos por tempo de exposição, as superfícies lisas (Implacil, São Paulo, Brasil) não apresentaram diferença estatística, mas quando comparado com as superfícies de controle lisas apresentaram significância estatística $p < 0,001$ mostrando que mesmo em superfície lisa os discos em contato com o ozônio independente do tempo de exposição apresentaram diferença relevante; quando avaliados os discos com tratamento de superfície (Implacil, São Paulo, Brasil) submetidos ao contato com ozônio em diferentes tempos comparados entre eles e com o grupo controle também apresentaram diferença estatística $p < 0,001$ conforme em análise anterior corroborando com os achados na literatura [8] que afirmam que o titânio em contato com o ozônio é capaz de aumentar a molhabilidade da superfície.

Os nossos resultados corroboram com os achados por Sunarso et al.[8] 2016 em que as superfícies dos implantes dentários submetidas ao ozônio foram capazes de diminuir do ângulo de contato de uma gota de água com a sua superfície. Esse aumento de hidrofilidade é relacionado ao tempo de exposição ao ozônio, podendo variar a hidrofilidade dependendo do tempo de exposição, apresentando maior molhabilidade em 24 horas. Neste trabalho foi possível observar que nos tempos de 08, 12 e 24 horas não apresentaram diferença significativa na média das medidas, mas em análise individual das medidas apresentaram ângulos menores quando submetidos a mais tempo ao ozônio.

Foram relatados [16,25,45] que a redução do carbono na superfície do implante pode acelerar a ósseointegração e que quando esse implante é armazenado em líquido protege da contaminação com o carbono existente no ar. Desta forma em

nossa pesquisa os discos de titânio foram armazenados em água bidestilada ozonizada até o momento da avaliação da molhabilidade e foi possível constatar que os discos apresentavam molhabilidade aumentada em todas as análises em relação aos discos que não foram submetidos ao contato com a água ozonizada. Outros autores completam [24] que este contato foi capaz de aumentar em 25% o elemento químico Ti e reduzir em 35% o carbono nestas superfícies.

7. CONCLUSÃO

Os resultados mostraram aumento significativo na molhabilidade de todos os discos de titânio que entraram em contato com o ozônio, principalmente os de superfície tratada. O período de exposição ao ozônio na presente pesquisa pareceu exercer maior influência na superfície lisa, onde a diferença entre 08 e 24 horas se mostrou mais significativa. Com base nos resultados obtidos, é pertinente concluir que o contato com o ozônio exerceu forte influência no potencial de molhabilidade dos disco de titânio tanto nas superfícies lisas e tratadas.

8. REFERÊNCIAS

1. Bosshardt DD, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Lang NP. The role os bone debris in early healing adjacent to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in man. *Clin Oral Implants Res.*2011;22(4):357-64.
2. Liaje A, Ozkan YK, Ozkan Y, Vanlioglu B. Stability and marginal bone loss with three types of early loaded implants during the first year after loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.*2012;27(1):162-72.
3. Bernardes SR, Claudino M, Sartori IAM. Relevância clínica do tratamento de superfície de implantes dentários. *J ILAPEO.*2012;06(2): 65-74.
4. Donos N, Hamlet S, Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Bosshaedt DD, *et al.* Gene expression profile of osseointegration of a hydrophilic compared with a hydrophobic microrough implant surface. *Clin Oral Implants Res.*2011;22(4):365-72.
5. Kaneko T, Nagai Y, Ogino M, Futami T, Ichimura T. Acoustoelectric technique for assessing the mechanical state of dental implant-bone interface. *J Biomed Mater Res.*1986;20(2):169-76.
6. Oh JS, Kim SG, Lim SC, Ong JL. A comparative study of two non-invasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*2009;107(4):513-8.
7. Kokovic V, Jung R, Feloutzis A, Todorovic VS, Jurisic M, Hämmerle CH. Immediate vs early loading of SLA implants in the posterior mandible: 5-year results of randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.*2014;25(2):e114-9.
8. Sunarso T., Toita R, Tsuru K, Ishikawa K. A superhydrophilic titanium implant functionalized by ozone gas modulates bone marrow cell and macrophage responses. *J Mater Sci: Mater Med.* 2016; 27:127.
9. Branemark P-I, Zarb C, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Protheses. Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence Publishing Co.; 1985.
10. Lekholm U, Zarg GA, Branemark P-I, Albrektsson T. *Tissue integrated protheses: Osseointegration in clinical dentistry.* Quintessence Publ.1985;199-09.
11. Lai HC, Zhang ZY, Wang F, Zhuang LF, Liu X. Resonance frequency analysis of stability on ITI implants with osteome sinus floor elevation technique without grafting: a 5-month prospective study. *Clin Oral Implants Res.*2008;19(5):469-75.

12. Morra M, Cassinelli C, Bruzzone G, Carpi A, Di Santi G, Guiardino R, *et al.* Surface chemistry effects of topographic modification of titanium dental implant surfaces: 1. Surface analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.*2003;18(1):40-5.
13. Oates TW, Valderrama P, Bischof M, Nedir R, Jones A, Simpson J, *et al.* Enhanced implant stability with a chemically modified SLA surface: a randomized pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.*2007;22(5):755-60.
14. Rupp F, Scheidler L, Rehbein D, Axmann D, Géis-Gerstorfer J. Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modification. *Biomaterials.*2004; 25(7-8):1429-38.
15. Rupp F, Scheidler L, Eichler M, Géis-Gerstorfer J. Wetting behavior of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.*2011;26(6):1256-66.
16. Sunarso T., Toita R., Tsuru K., Ishikawa k. Ozone-gas-mediated surface hydrophilization enhances the cell responses to titanium. *Materials Letters.* 2019.
17. Elias CN, Oshida Y, Lima JHC, Muller CA. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2008:234-242.
18. Gittens RA, Scheideler L, Rupp F, Hyzy SL, Geis-Gerstorfer J, Schwartz Z, Boyan BD. A review on the wettability of dental implant surfaces II: Biological and clinical aspects. *Acta Biomaterialia* 10. 2014: 2907-2918
19. Vasak C, Busenlechner D, Schwarze UY, Leitner HF, Guzon FM, Hefti T, Schlottig F, Gruber R. Early bone apposition to hydrophilic and hydrophobic titanium implant surfaces: a histologic and histomorphometric study in minipigs. *Clin. Oral Impl. Res.* 25, 2014: 1378-1385.
20. Wennerberg A, Galli S, Albrektsson T. Current Knowledge about the hydrophilic and nanostructured SLActive surface. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry.* 2011; 3: 59-67
21. Carvalho DR., Carvalho PSP, Magro Filho O., De Mello JDB., Beloti MM., Rosa AL. Characterization and in vitro cytocompatibility of na Acid-Etched titanium Surface. *Braz Dent j.* 2010; 21(1): 3-11
22. Schwarz F, Herten M, Sager M, Wieland M, Dard M, Becker J. Bone regeneration in dehiscence-type defects at chemically modified (SLActive®) and conventional SLA titanium implants: a pilot study in dogs. *J Clin Periodontol.*2007;34(1):78-86.

23. Gallo S, Scribante A. Ozone therapy in dentistry: from traditional applications towards innovative ones. A review of the literature. IOP Conf. Series: Earth and Environmental Science 707. 2021:012001
24. Klonica M., Kuczmaszewski J., Modification of Ti6Al4V titanium alloy surface layer in the ozone atmosphere. *Materials*. 2019; 12:2113.
25. Yoshida G., Ando M., Sugita Y., Maeda H., Kato D., Suzuki R., Murakami H. Effect on osteogenesis of cleaning titanium with ozonated water. *Journal of Hard Tissue Biology* 2016; 25 [2]: 149-156.
26. Meredith N, Cawley P, Alleyne D. The application of modal vibration analysis to study bone healing in vivo. *J Dent Res*.1994;73:793.
27. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res*.1996;7(3):261-267.
28. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implants stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res*.1997;8(3):226-33.
29. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg*.1999;28(4):266-72.
30. Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(1):65-74.
31. Balshi SF, Allen FD, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*.2005;20(4):584-94.
32. Yamaguchi M, Xu H, Shimizu Y, Hatano N, Ooya K. Resonance frequency analysis of long-term success in the posterior partially edentulous mandible. *Quintessence Int*.2008;39(3):121-5.
33. Yang SM, Shin SY, Kye SB. Relationship between implant stability measured resonance frequency analysis (RFA) and bone loss during early healing period. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*.2008;105(2):12-9.
34. Simunek A, Strnad J, Kopecka D, Brazda T, Pilathadka S, Chauhan R *et al*. Changes in stability after healing of immediately loaded dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*.2010;25(6):1085-92.
35. Integration Diagnostics. Clinical Manual. www.osstell.com

36. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard J, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. A resonance – frequency analysis study with delayed and immediately loaded ITI SLA implants. *Clin. Oral Impl. Res.*2004; 15: 520-28
37. Bornstein MM, Hart CN, Halbritter SA, Morton D, Buser D. Early loading of nonsubmerged titanium implants with a chemically modified sand-blasted and acid-etched surface: 6-Month results of a prospective case series study in the posterior mandible focusing on peri-implant crestal bone changes and implant stability quotient (ISQ) values. *Clin Implant Dent Res.*2009;11(4):338-47.
38. Markovic A, Colic S, Drazic R, Gacic B, Todorovic A, Stajcic Z. Resonance frequency analysis as a reliable criterion for early loading of sandblasted/acid-etched active surface implants placed by osteotome sinus floor elevation technique. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):718-24.
39. Rocuzzo M, Wilson TGJr. A prospective study of 3 weeks loading of chemically modified titanium implants in the maxillary molar region: 1-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants.*2009;24(1):65-72.
40. Degidi M, Piattelli A, Shibli JA, Perrotti V, Lezzi G. Bone formation around one-stage implants with a modified sandblasted and acid-etched surface: human histologic results at 4 weeks. *Int J Periodontics Restorative Dent.*2009;29(4):607-13.
41. Mamalis AA, Silvestros SS. Analysis of osteoblastic gene expression in the early human mesenchymal cell response to a chemically modified implant surface: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(5):530-7.
42. Han J, Lulic M, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Ostell™ mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21(6): 605-11.
43. Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Bosshardt DD. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin Oral Implants Res.*2011;22(4):349-56.
44. Liñares A, Mardas N, Dard M, Donos N. Effect of immediate or delayed loading following immediate placement of implants with a modified surface. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22:38-46.
45. Rupp F., Scheideler L., Olshanska N., Wild M., Wieland M., Geis-Gerstorfer J. Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surface. *InterScience.* 2005: 323-334

9. PRESS RELEASE

O processo de osseointegração dos implantes dentários vem sendo pesquisado desde a sua descoberta e o maior desafio é torna-lo mais célere para que seja possível devolver as funções do sistema estomatognático o mais rápido possível. Durante a evolução das pesquisas sobre o processo de integração entre osso e implante foram realizadas diversas modificações nas superfícies dos implantes dentários, sempre com o intuito de aumentar essa biocompatibilidade. Em pesquisas recentes observasse que muitos pesquisadores vêm trabalhando com modificações nas superfícies dos implantes em busca do aumento de molhabilidade. O presente trabalho teve como objetivo avaliar, por meio de microscopia óptica *oca25*[®] (DataPhysics Instruments GmbH, Filderstadt, Germany), o ângulo de contato que representa a molhabilidade e biocompatibilidade da superfície de titânio com os tecidos biológicos. Foram utilizados discos de titânio com superfície tratada e superfície lisa submetidos ao contato com o ozônio, em meio líquido. Os resultados mostraram aumento significativo na molhabilidade de todos os discos de titânio que entraram em contato com o ozônio. O período de exposição ao ozônio na presente pesquisa pareceu exercer maior influência na superfície lisa, onde a diferença entre 08 e 24 horas se mostrou mais significativa. Com base nos resultados obtidos, é pertinente concluir que o contato com o ozônio exerceu forte influência no potencial de molhabilidade dos disco de titânio, tanto nas superfícies lisas quanto tratadas.