



Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araçatuba
Departamento de Cirurgia e Clínica Integrada

ANA FLÁVIA PIQUERA SANTOS

***CARACTERIZAÇÃO TOPOGRÁFICA DE
IMPLANTES TI-CP COM SUPERFÍCIE USINADA
E MODIFICADA POR FEIXE DE LASER***

Araçatuba - SP
2017



Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita
Filho” Faculdade de Odontologia de Araçatuba
Departamento de Cirurgia e Clínica Integrada

ANA FLÁVIA PIQUERA SANTOS

***CARACTERIZAÇÃO TOPOGRÁFICA DE
IMPLANTES TI-CP COM SUPERFÍCIE USINADA
E MODIFICADA POR FEIXE DE LASER***

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Graduação em Odontologia.

Orientador: Prof. Ass. Dr. Francisley Ávila Souza

**Araçatuba - SP
2017**

Dedico esse trabalho aos meus pais, Branca e Laércio, por não medirem esforços durante toda minha vida, para que eu tivesse a oportunidade de fazer uma graduação em uma das melhores faculdades do país; e também por todo amor e carinho que recebi e ainda recebo de vocês.

À minha avó, Clarisse, por estar sempre do meu lado, me apoiando e me ajudando em tudo que preciso.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por me proteger, por estar sempre comigo guiando meus passos, me ajudando a superar os momentos difíceis e me dando forças para seguir em frente.

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba (FOA-UNESP) pela oportunidade de cursar a graduação em uma faculdade pública de excelência e por fornecer tudo o que foi necessário para minha formação. Foram 5 anos de muito aprendizado, com qualidade de ensino fantástica. Muito obrigada a todos os professores e funcionários, que foram sempre atenciosos e prestativos.

À minha família, pais e avós, por toda a educação que me proporcionaram; por todo amor; carinho; paciência; por estarem sempre ao meu lado, estando presentes em todos os momentos que precisei; e por todos os “não”. Só me tornei quem sou hoje graças a eles.

Agradeço também às minhas amigas e companheiras de apartamento, Aretuza, Thais e Larissa, que são como irmãs para mim, pelo companheirismo, por estarem sempre comigo, alegrando meus dias. À meus amigos da faculdade, Pedro, Laís, Erika, Lara, Karen, Letícia, muito obrigada pela oportunidade de ter a amizade de vocês, pelos trabalhos em grupo, pelos almoços na faculdade, pelos estudos em grupo, enfim, vocês tiveram um papel fundamental durante esses anos. E também à minha amiga, Karol, que esteve sempre comigo, mesmo estando um pouco mais longe. À todos, meu sincero “muito obrigada”! Muito obrigada pelos conselhos, por todos os momentos que passamos juntos, por estarem sempre me apoiando e até pelos puxões de orelha. Marcaram minha vida e sempre serão lembrados com muito carinho.

Ao meu orientador, Prof. Francisley Ávila Souza, por toda paciência, pela dedicação, pela oportunidade de realizar esse trabalho e por todo conhecimento que obtive graças a ele.

A Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial na pessoa dos Professores Osvaldo Magro Filho, Prof. Idelmo Rangel Garcia Júnior, Profa. Alessandra Marcondes Aranega, Profa. Daniela Ponzoni, Profa. Ana Paula Farnezi Bassi, Prof. Francisley Ávila Souza e Prof. Leonardo Perez Faverani. Obrigada pela

formação que me foi dada.

Gostaria de agradecer também ao Elton do Departamento de física da UNESP de Ilha Solteira, por ter me ajudado a realizar as análises necessárias para a obtenção dos resultados e também ao Professor Allan Ribeiro, do IFSP de Birigui, também pela oportunidade de realizar as análises necessárias para a finalização do projeto. Obrigada pela parceria e por terem me recebido tão bem.

Agradeço também á empresa de fomento, FAPESP – Processo 2016/05264-4 pela oportunidade de receber bolsa por esse projeto e pela assistência.

E a todos que de forma direta ou indireta contribuíram na realização deste trabalho.

“Seu trabalho vai ocupar uma grande parte da sua vida. A única maneira de estar verdadeiramente satisfeito é fazendo aquilo que você acredita ser um ótimo trabalho. E o único jeito de fazer um ótimo trabalho é fazendo algo que você ama.”

Steve Jobs

SANTOS AFP. **Caracterização topográfica de implantes Ti-cp com superfície usinada e modificada por feixe de laser.** Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade estadual Paulista, Araçatuba, 2017.

RESUMO

As modificações realizadas na morfologia, nas propriedades químicas, físico-químicas da superfície do implante e a sua influência sobre o processo de osseointegração tem sido o objetivo de muitos estudos ao longo dos últimos anos. O objetivo deste estudo foi caracterizar implantes osseointegráveis (*Ti-cp*) com superfície usinada (SU), superfície modificada por laser (SL) e superfície modificada por laser seguido da deposição de silicato de sódio (SS). Para tal foi realizado a caracterização topográfica por meio da microscopia eletrônica de varredura, espectrometria de energia dispersiva MEV-EDX. Obtiveram-se também medidas de rugosidade média, medidas de rugosidade em secção transversal, ângulo de contato e Difractometria de raios X – DRX das três superfícies. Os dados obtidos pela análise de rugosidade (rugosidade média) foram levados à análise de variância e ao teste *t* de Tukey. O MEV de SU mostrou superfície lisa, contaminadas com restos de usinagem, enquanto SL e SS produziram superfícies rugosas com padrão morfológico mais regular e homogêneo. A análise por EDX não revelou qualquer contaminação das superfícies analisadas, e mostrou picos de Ti para SU e Ti e oxigênio para SL e SS. Os valores de rugosidade média de SL e SS foram estatisticamente maiores ($p < 0,05$) quando comparados com SU. Os valores da rugosidade em secção transversal foram $21,76 \pm 9,05 \mu\text{m}$ e $28,75 \pm 10,12 \mu\text{m}$ respectivamente para SL e SS. O ângulo de contato de SL e SS foi 0° , permitindo alta molhabilidade. O DRX de SU mostrou apenas picos de Ti, enquanto SL e SS mostraram a presença de óxidos e nitretos. Nos implantes SS a DRX mostrou também a presença de silicato de sódio. Diante dos resultados obtidos conclui-se que as texturizações realizadas nos implantes SL e SS promoveram importantes modificações na topografia e nas propriedades físico-químicas das superfícies analisadas.

Palavras chave: Microscopia eletrônica de varredura, implantes dentários, topografia, modificação por feixe de laser.

SANTOS AFP. **Topographic characterization of cp-Ti implants with machined surface and modified surface by laser beam.** Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2017.

ABSTRACT

Modifications in the morphology, chemical, physical-chemical properties of the implant surface and its influence on the osseointegration process have been the goal of many studies over the last years. The objective of this study was to characterize osseointegratable implants (Ti-cp) with machined surface (MS), laser-modified surface (LS) and laser-modified surface followed by sodium silicate (SS) deposition. For this purpose, topographic characterization was performed by scanning electron microscopy, SEM-EDX dispersive energy spectrometry. Mean roughness measurements, cross-sectional roughness measurements, contact angle and X-ray Diffractometry (DRX) of the three surfaces were also obtained. The data obtained by the roughness analysis (mean roughness) were taken to analysis of variance and Tukey t test. The MEV of MS showed smooth surface, contaminated with machining residues, while LS and SS produced rough surfaces with a more regular and homogeneous morphological pattern. Analysis by EDX did not reveal any contamination of the analyzed surfaces, and showed Ti peaks for MS and Ti and oxygen for LS and SS. The mean roughness values of LS and SS were statistically higher ($p < 0.05$) when compared to MS. The roughness values in cross section were $21.76 \pm 9.05 \mu\text{m}$ and $28.75 \pm 10.12 \mu\text{m}$ respectively for LS and SS. The contact angle of LS and SS was 0° , allowing high wettability. The DRX of MS showed only Ti peaks, while LS and SS showed the presence of oxides and nitrides. In SS implants the DRX also showed the presence of sodium silicate. In view of the results obtained, it was concluded that the texturations performed in the LS and SS implants promoted important modifications in the topography and physical-chemical properties of the analyzed surfaces.

Keywords: Microscopy Electron Scanning; dental implants; topography, laser beam.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	a, b, c – MEV: SU (1000X, 5000X e 10000X). d – EDS pré-implantação.	7
Figura 2 -	a, b, c – MEV: SL (1000X, 5000X e 10000X). d – EDS pré-implantação	8
Figura 3 -	a, b, c – MEV: SS (1000X, 5000X e 10000X). d – EDS pré-implantação	8
Figura 4 -	Espessura media disco SL	10
Figura 5 -	Espessura media disco SS	10
Figura 6 -	Difratrometria SU	11
Figura 7 -	Difratrometria SL	11
Figura 8 -	Difratrometria SS	12

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Rugosidade média e desvio-padrão (DP) das diferentes 9
superfícies. Diferença significativa* ($p < 0,05$) – ANOVA (one
way) – Bonferroni test.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Angulo de contato médio obtido para as diferentes superfícies empregadas	10
------------	--	----

LISTA DE ABREVIATURAS

DRX=	Difratometria de Raios X
EDS/EDX=	Sistema de Espectrometria de Energia Dispersiva de Raios X
HA=	Hidroxiapatita
MEV=	Microscopia Eletrônica de Varredura
Rm=	Rugosidade Média
SU=	Superfície Usinada
SL=	Superfície Modificada por Feixe de Laser
SS=	Superfície Modificada por Feixe de Laser seguido da deposição de Silicato de Sódio
TPS=	Spray de Plasma Ti

SUMÁRIO

1- INTRODUÇÃO	1
2- PROPOSIÇÃO	3
3- MATERIAIS E MÉTODOS	4
3.1- Superfícies	4
3.1.1- Superfície modificada por feixe de laser (SL)	4
3.1.2- Superfície modificada por feixe de laser seguido da deposição de silicato de sódio (SS).....	4
3.2- Preparação das superfícies experimentais	4
4- FORMA DE ANÁLISE DOS RESULTADOS	5
4.1 – Caracterização topográfica das superfícies	5
4.1.1- Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura acoplado ao sistema de Espectrometria de Energia Dispersiva de raios X- MEV-EDX.....	5
4.1.2- Rugosimetria média	5
4.1.3- Obtenção de medidas de rugosidade em secção transversal	5
4.1.4- Medidas do ângulo de contato	6
4.1.5- Difratometria de raios X – DRX	6
5- RESULTADOS	7
5.1- Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura acoplado ao sistema de Espectrometria de Energia Dispersiva de raios X- MEV-EDX.....	7
5.2- Rugosimetria média	9
5.3- Obtenção de medidas de rugosidade em secção transversal	9
5.4- Medidas do ângulo de contato	10
5.5- Difratometria de raios X – DRX	11
6- DISCUSSÃO	13

7- CONCLUSÃO15

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1- INTRODUÇÃO

Bränemark et al.¹ definiram osseointegração como a conexão estrutural, direta e funcional entre o osso organizado e saudável e a superfície do implante em um nível microscópico óptico, capaz de suportar forças mastigatórias. No entanto, biologicamente não há nenhuma evidência de contato total entre a superfície do osso e de titânio, mas há uma maior ou menor presença de tecido conjuntivo, sem a ocorrência de falha clínica ou perda do implante². Todo este processo resulta da migração de células osteogênicas derivadas da camada de medula óssea, incluindo células mesenquimais indiferenciadas e osteoblastos diretamente sobre a rede de fibrina proporcionada pelo coágulo sanguíneo³⁻⁵. Modelagem anabólica parece ser a primeira resposta de reparação óssea após um implante ser colocado no osso cortical, semelhante ao que ocorre no processo de consolidação da fratura^{6,7}.

Com o objetivo de proporcionar uma melhor reparação ao redor de implantes osseointegráveis, várias medidas vêm sendo sugeridas ao longo dos últimos anos. Estas medidas têm sido quase sempre relacionadas às características da superfície⁸, mais precisamente nas propriedades topográficas do material⁹. As alterações realizadas na morfologia e propriedades químicas e físico-químicas da superfície do implante e a sua influência sobre o processo de integração óssea tem sido o objetivo de muitos estudos ao longo dos últimos anos. Estes estudos demonstraram que o tratamento de superfície permitiu obtenção de maiores valores de remoção por torque reverso¹⁰⁻¹² e contato osso / implante¹³⁻¹⁵, quando comparados com implantes de superfície usinada.

Novos métodos de modificação de superfície têm sido estudados com resultados promissores. Entre estes, destaca-se a modificação da superfície por feixe de laser. Este se caracteriza por ser um método recente que tem apresentado resultados promissores^{12,16,17}. Apresenta a vantagem de processamento limpo com um elevado grau de pureza, além de ser executado de uma forma controlada e reprodutível¹⁸⁻²¹.

Os tipos mais comuns de lasers utilizados nos estudos de materiais são os gerados por uma mistura de gases contendo dióxido de carbono (CO₂) e o Yb: YAG laser (laser de Itérbio). No momento, há uma tendência para o uso do laser Itérbio devido à vantagem do feixe ser transportado por fibras ópticas flexíveis, a absorção

do laser maior pelo metal, comprimento de onda e poder de 20W¹⁷. Este tipo de laser tem energia suficiente e adequada para modificar a superfície do implante^{12,17-20}, e valores mais elevados de remoção por torque reverso^{20,21}. Estudos anteriores têm demonstrado que a modificação da superfície do laser Itérbio proporciona um maior contato osso/implante^{22,21} quando comparados aos de superfície usinada.

O mecanismo de ação do feixe de laser para a modificação da superfície é baseado na criação de uma população de elétrons incentivados a deixar seu estado natural e entrar em um estado de energia mais elevado. A população de elétrons é criada através do processo de rápido derretimento e solidificação, o que leva a um estado de não equilíbrio. Quando estes elétrons regressam ao seu estado natural, são emitidos fótons com uma energia correspondente à energia de transição do elétron, conduzindo a uma alteração físico-química na superfície¹⁷. A população de elétrons pode ser alterada devido a fluência. Em outras palavras, a população de elétrons depende da fluência, que é a relação entre a densidade e a área de energia²³.

2- PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi caracterizar a topografia de implantes (*Ti cp*) com superfície usinada (SU), modificada por feixe de laser (SL) e modificada por feixe de laser seguido da deposição de silicato de sódio (SS).

3 - MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Superfícies

Neste estudo foram utilizados implantes de titânio comercialmente puro (*Ti-cp*), grau IV com conexão de hexágono externo, e dimensões de 3.75x10mm (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil) com 3 tipos diferentes de superfícies. Foram utilizados também discos de titânio com dimensões de 14 mm de diâmetro e 3mm de espessura fabricados pela mesma empresa fornecedora dos implantes. As superfícies analisadas foram a usinada e 2 superfícies experimentais que foram modificadas pelo Grupo de Biomateriais do Instituto de Química da Universidade Estadual Paulista de Araraquara – UNESP. As superfícies analisadas foram:

(SU) – Superfície usinada;

(SL) – Superfície modificada por feixe de laser;

(SS) – Superfície modificada por feixe de laser seguido da deposição de silicato de sódio.

3.2 Preparação das superfícies experimentais

3.3.1 Superfície modificada por feixe de laser (SL)

Os implantes de *Ti-cp* com superfície usinada foram fixados em um torno rotativo, sob o equipamento de laser Yb: 20W pulsado (Pulsed itérbio Fiber Laser, Sistema OmniMark 20F, Ominitek Tecnologia Ltda, São Paulo, Brasil), com os parâmetros de 140mJ nominal de alimentação e frequência de pulso de 20 KHz. O feixe de laser foi projetado sobre toda a superfície dos implantes espirais em temperatura ambiente.

3.3.2 Superfície modificada por feixe de laser seguido da deposição de silicato de sódio (SS)

Após irradiação da superfície por feixe de laser, as amostras foram imersas em 50 mL de solução de NaOH (5,0 Mol.L⁻¹) na estufa por um período de 24 horas a 60 °C, para a ativação da superfície, formando uma camada de titanato de sódio. Após a imersão em solução alcalina, as amostras foram mantidas na estufa por 3 horas. Em seguida, as amostras foram imersas em 70 mL de uma solução de silicato

de sódio, pH 7,25 e permaneceram na estufa por 24 horas, na temperatura de 37°C.

4- FORMA DE ANÁLISE DOS RESULTADOS

4.1 Caracterização Topográfica das Superfícies

4.1.1 Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura acoplada ao Sistema de Espectrometria de Energia Dispersiva de raios X – MEV-EDX

A topografia da superfície das amostras foi analisada por meio do microscópio eletrônico de varredura (MEV ZEISS, modelo EVO LS15, equipado com detector de microanálise EDX da marca Oxford modelo Inca X-act, Alemanha), acoplado ao sistema de espectrometria de energia dispersiva de raios X (EDX), para análise semi-quantitativa da composição química das superfícies.

4.1.2 Rugosimetria Média

A rugosidade média (R_m) foi analisada em discos previamente preparados de cada superfície por meio de um rugosímetro (Mitutoyo SJ-400, Mitutoyo Sul Americana Ltda, São Paulo, Brasil). Os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística de variância e ao teste de t de Tukey ($p < 0,05$).

4.1.3 Obtenção de Medidas de Rugosidade em Secção Transversal

Discos de Ti-cp foram analisados em seção transversal pelo MEV, para a determinação da espessura de rugosidade. Foram realizadas 10 mensurações em seção transversal das superfícies experimentais. Os valores foram anotados e tabulados. Foi obtida a rugosidade média de cada superfície. Para a superfície usinada não foi possível fazer esta análise, por não haver a modificação topográfica da superfície.

4.1.4 Medidas do ângulo de contato

A molhabilidade das amostras (discos) foi mensurada, à temperatura ambiente, com umidade relativa do ar de 75%, utilizando-se um equipamento (Contact Angle System, vídeo-based Dataphysics, modelo OCA-15) para análise do ângulo de contato. A mensuração de cada amostra foi repetida 3 vezes para obtenção do valor médio do ângulo de contato (θ) das diferentes superfícies.

4.1.5 Difratomia de raios X – DRX

A composição cristalina, bem como os tipos e fases de óxidos formados para as superfícies modificadas, foram analisados via difratometria de raios X – DRX, empregando-se um difratômetro de raios X (SIEMENS D5000 com varredura angular entre 4 e 70°).

5- RESULTADOS

5.1 Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura acoplada ao Sistema de Espectrometria de Energia Dispersiva de raios X – MEV-EDX

A microscopia eletrônica de varredura das superfícies analisadas demonstrou diferenças topográficas entre elas. A (SU) apresentou topografia de superfície lisa, contaminadas com restos de usinagem (figura 1 a, b, c), enquanto (SL) (figura 2 a, b, c), e (SS) (figura 3 a, b, c) produziram superfícies rugosas com padrão morfológico mais regular e homogêneo.

A análise por EDX não revelou qualquer contaminação das superfícies analisadas, e mostrou picos de Ti para a (SU) (figura 1 d). Para a (SL), observaram-se picos de Ti e oxigênio (figura 2 d). Entretanto a (SS) revelou a presença de picos de Ti, oxigênio, silício, cloro e sódio (figura 3 d).

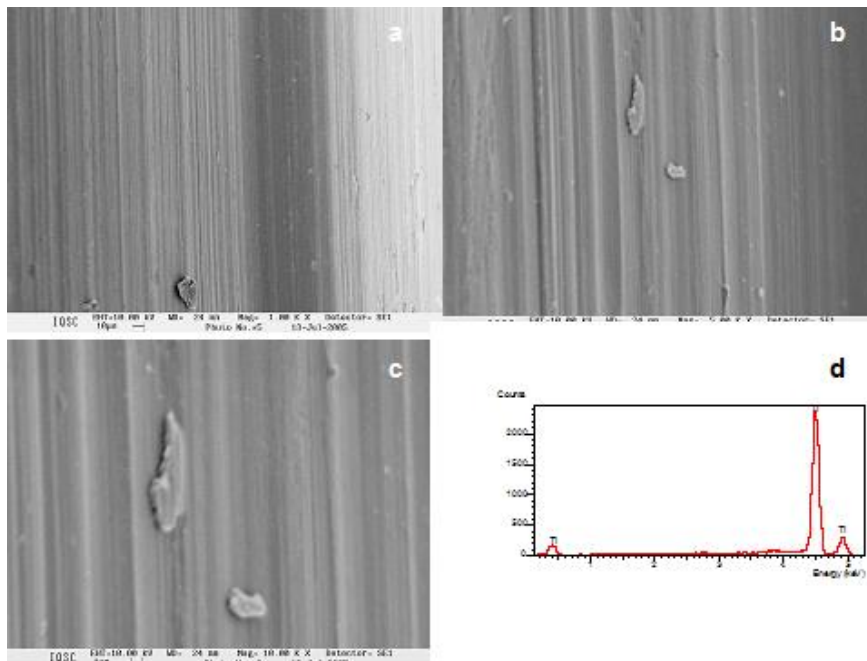


Figura 1 a, b, c – MEV: SU (1000X, 5000X e 10000X). d – EDS SU.

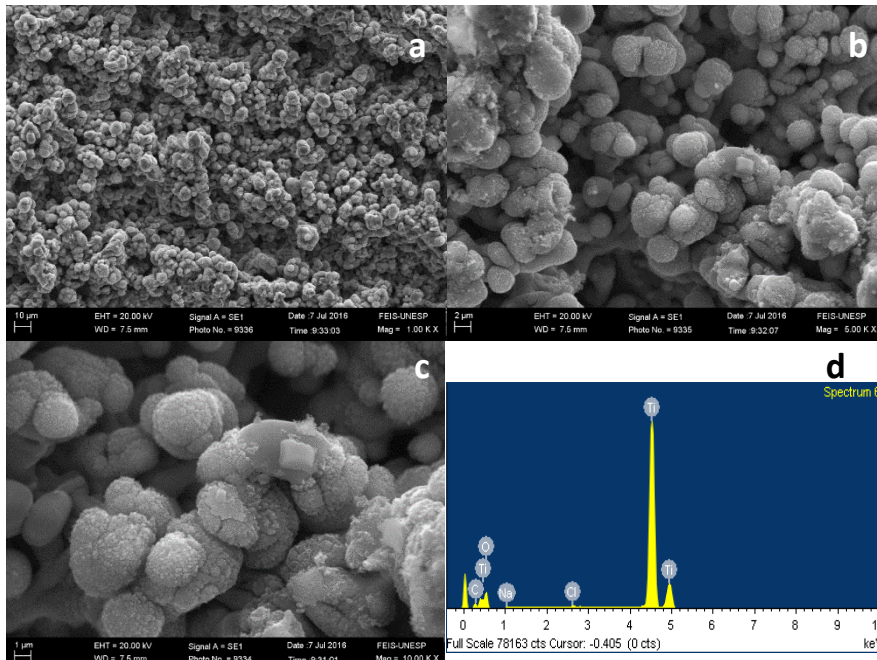


Figura 2 a, b, c – MEV: SL (1000X, 5000X e 10000X). d – EDS SL.

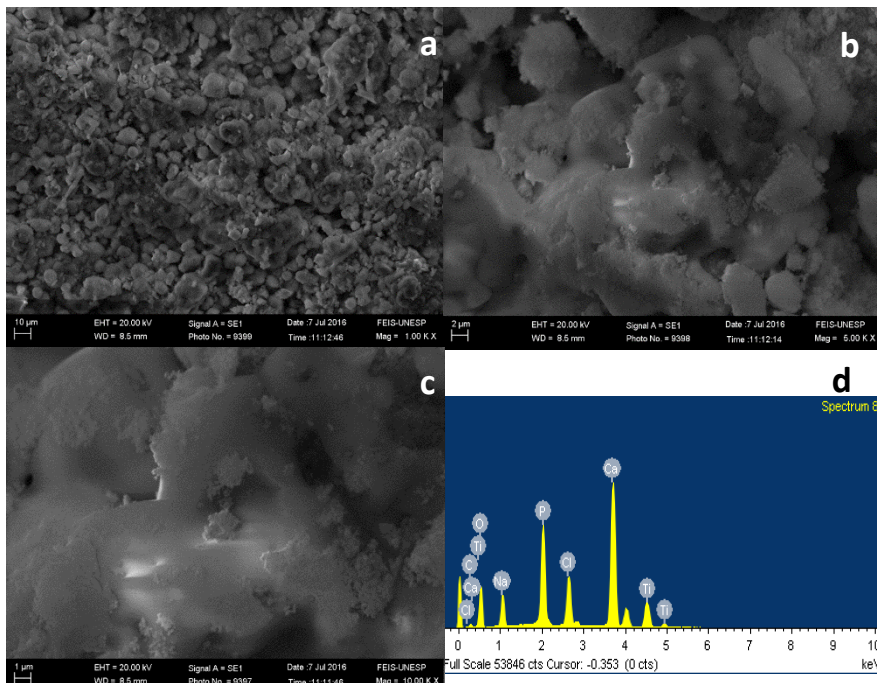


Figura 3 a, b, c – MEV: SS (1000X, 5000X e 10000X). d – EDS SS.

5.2 Rugosimetria Média

A rugosidade média SU foi de $0,4 \pm 0,06 \mu\text{m}$, enquanto SL foi $4,73 \pm 0,48 \mu\text{m}$ e SS $5,12 \pm 0,32$. A análise microtopográfica revelou diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre as superfícies analisadas. A rugosidade média das superfícies (SS) e (SL) foram estatisticamente superiores quando comparadas a superfície (SU). As médias e desvio padrão das superfícies analisadas estão representadas no gráfico 1.

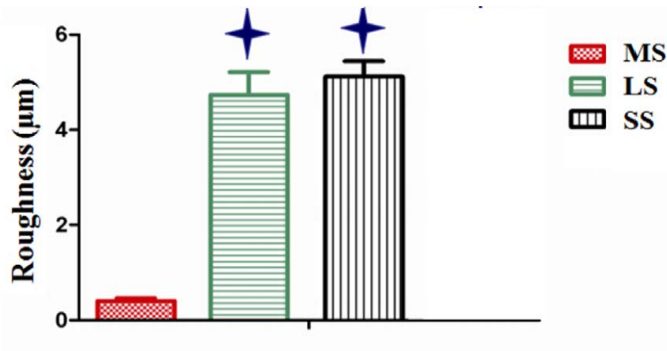


Gráfico 1: Rugosidade média e desvio-padrão (DP) das diferentes superfícies. Diferença significativa* ($p < 0,05$) – ANOVA (one way) – Bonferroni test.

5.3 Medidas de Rugosidade em Secção Transversal

A seção transversal dos discos mostrou uma espessura média de $21,76 \pm 9,05 \mu\text{m}$ para (SL) (figura 4) e $28,75 \pm 10,12 \mu\text{m}$ para (SS) (figura 5). O MEV em seção transversal da superfície (SS) mostrou a presença de uma camada “híbrida”, composta pela irradiação com feixe de laser seguida pela deposição do silicato de sódio, não sendo possível distinguir a modificação por feixe de laser do depósito de silicato de sódio.

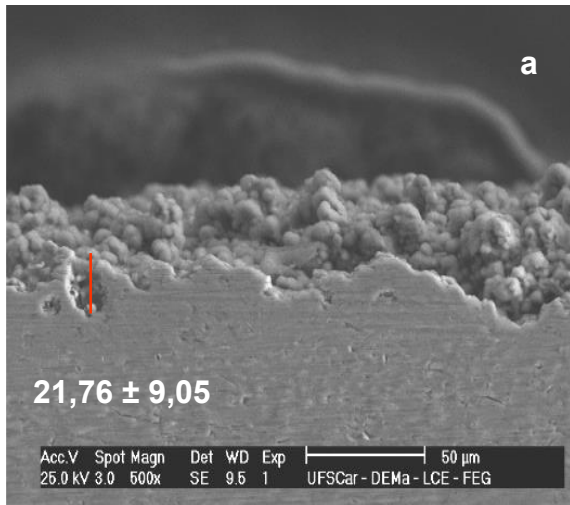


Figura 4: espessura media disco SL

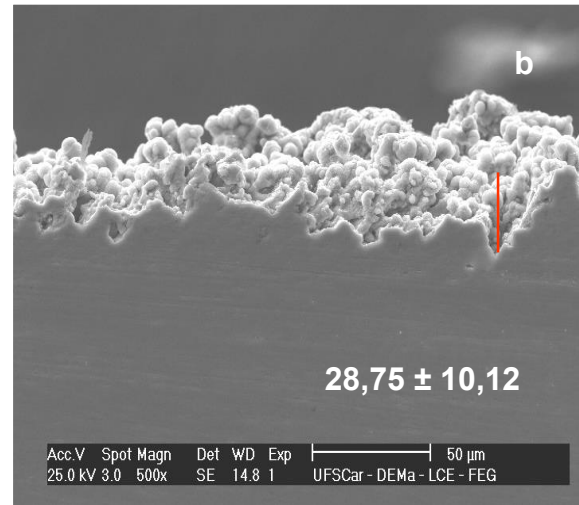


Figura 5: espessura media disco SS

5.4 Medidas do ângulo de contato

Os ângulos de contato obtidos para as superfícies analisadas estão representados na tabela 1. Verificou-se que a superfície SU não apresentou um molhamento adequado, tendo em vista que o ângulo de contato médio da superfície foi alto.

Tabela 1: ângulo de contato médio obtido para as diferentes superfícies empregadas

Superfície/ ângulo	1ª avaliação	2ª avaliação	3ª avaliação	Média
SL	0	0	0	0
SS	0	0	0	0
SU	68,9°	81,2°	72,9°	74,3°

5.5 Difractometria de raios X – DRX

O DRX de SU mostrou apenas picos de Ti, enquanto SL mostrou a presença de óxidos e nitretos (TiN), provenientes da interação entre a superfície e o ar, durante o processo da ablação pelo laser na superfície do implante. O DRX de SS revelou picos de Silicato, característicos de cristalinidade, provavelmente obtido durante a deposição do silicato de sódio.

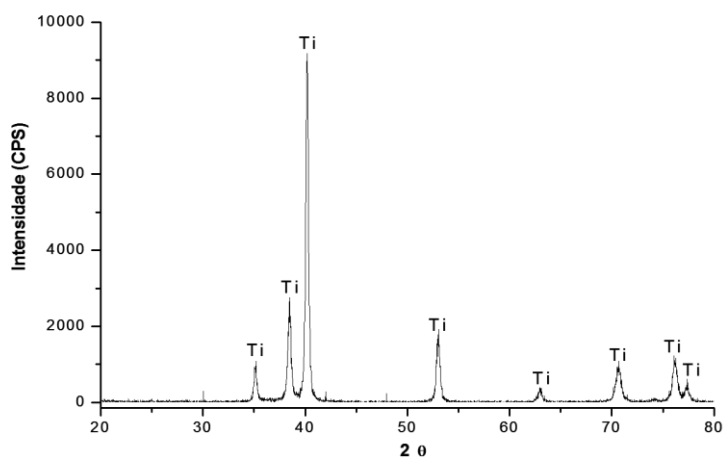


Figura 6: Difractometria SU.

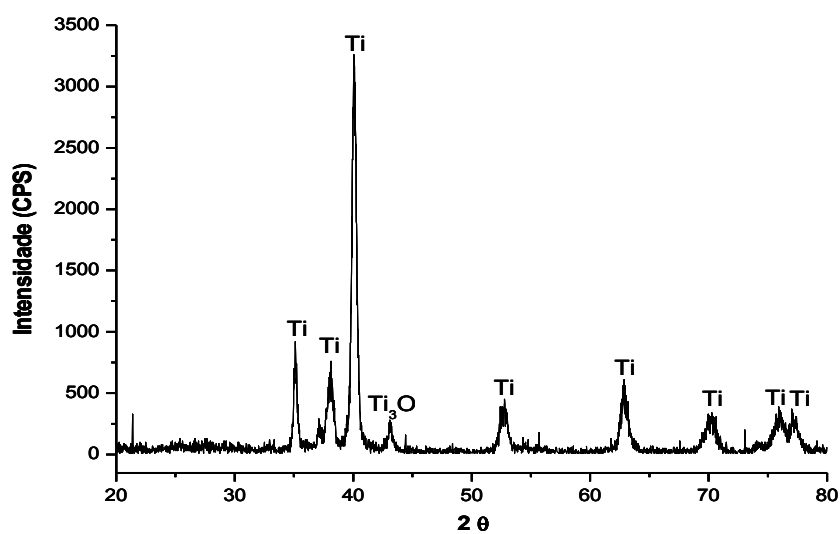


Figura 7: Difractometria SL.

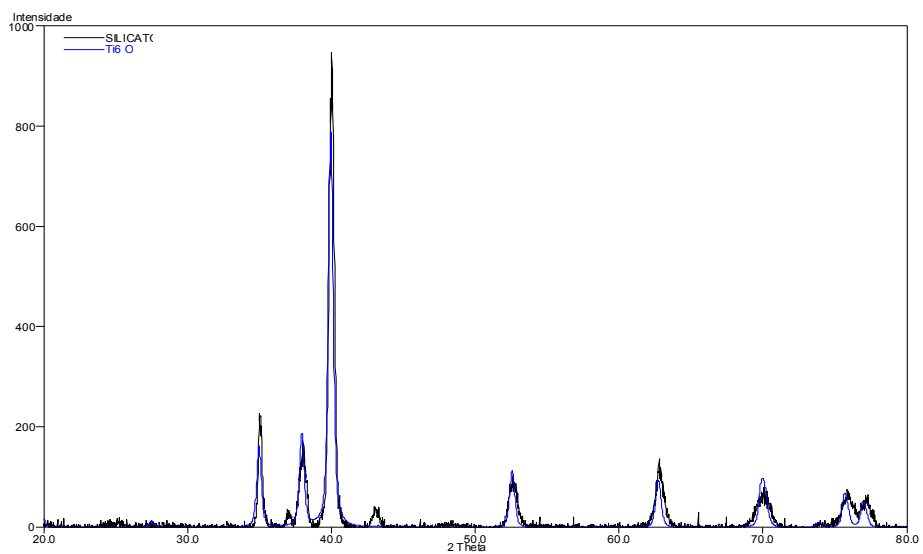


Figura 8: Difractometria SS.

6- DISCUSSÃO

A modificação de superfície por raio laser mostrou ser um método promissor para o tratamento de superfícies de implantes, porque é limpo, reprodutível e economicamente viável^{20,22}. Ele apresenta as propriedades físico-químicas da formação de uma camada rica em oxigênio e a incorporação de nitrogênio durante a rápida fusão e solidificação do titânio^{16-18,20,21}. Cho & Jung¹⁹ comparou implantes usinados com uma superfície modificada a laser por meio de análise topográfica (MEV). Os autores relataram que a superfície modificada a laser apresentava cavidades regulares semelhantes às de um favo de mel, enquanto a superfície usinada mostrou-se relativamente lisa e com sinais típicos de usinagem.

A topografia das superfícies analisadas por MEV-EDX mostrou evidência dos Grupos SL e SS apresentando uma morfologia complexa, que favoreceu a deposição de tecido ósseo, quando comparada com o Grupo SU. As propriedades físico-químicas e morfológicas da superfície do implante tiveram uma função direta na osteogênese, favorecendo os estágios do processo de reparo na interface formada entre o osso e o implante²⁷. Souza et al²⁰ avaliou implantes de titânio com superfícies modificadas por feixe de laser por meio de análise biomecânica e concluiu que as propriedades físico-químicas aumentaram a interação ósseo / implante em comparação com implantes usinados.

O grau de contato ósseo / implante parece ser influenciado pela rugosidade da superfície do implante^{16,28-30}. A partir dos resultados obtidos na análise de rugosimetria, observou-se que os Grupos SL e SS apresentaram valores de rugosidade média estatisticamente maiores ($p < 0,05$) quando comparados com o Grupo SU. Trabalho anterior publicado³¹ tem relacionado à correlação dos valores de rugosidade aos valores de torque de remoção.

A medida do ângulo de contato da gota de um líquido de interesse em uma determinada superfície vem sendo usada para caracterizar a sua molhabilidade²¹. De acordo com Elias et. al.³², a superfície é chamada de hidrofóbica quando o ângulo de contato é maior que 90° e hidrofílica quando os valores são menores que 90°. Superfícies hidrofílicas permitem um contato coágulo/ implante maior³². Neste estudo, observamos que, embora o valor médio do ângulo de contato do Grupo SU tenha sido inferior a 90°, foi alto, não apresentando um molhamento adequado,

enquanto o valor do ângulo de contato dos Grupos SL e SS foi 0° , tendo uma molhabilidade significativamente superior à do Grupo SU.

7- CONCLUSÃO

Concluimos que as texturizações realizadas nos implantes SL e SS promoveram importantes modificações na topografia e nas propriedades físico-químicas das superfícies analisadas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- Brånemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lundkvist S, Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. **Biomaterials** 1983;4(1):25-28.
- 2- Carvalho PSP & Ponzoni D. Aspectos biológicos da osseointegração. In: Gomes, LA. **Implantes osseointegrados: técnica e arte**. São Paulo: Ed. Santos. 2002:1-9.
- 3- Gottlander M, Johansson CB, Wennerberg A, Albrektsson T, Radin S, Ducheyne P. Bone tissue reactions to an electrophoretically applied calcium phosphate coating. **Biomaterials** 1997;18(7):551-557.
- 4- Davies JE. Bone engineering. (ed 1). **Toronto**;2000:1-14.
- 5- Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. **J Dent Educ** 2003;67(8):932- 940.
- 6- Roberts WE. Bone tissue interface. **J Dent Educ** 1988;52(12):804-809.
- 7- Watzak G, Zechner W, Ulm C, Tangl S, Tepper G, Watzek G. Histologic and histomorphometric analysis of three types of dental implants following 18 months of occlusal loading: A preliminary study in baboons. **Clin Oral Impl. Res** 2005;16(4):408- 416.
- 8- Shibli JÁ, Grassi S, De Figueiredo Lc, Feres M, Marcantônio E Jr, Lezzi G, Piatelli A. Influence of implant surface topography on early osseointegration: a histological study in human jaws. **J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater** 2007;80(2):377-385.

- 9- Albrektsson T, & Wennerberg A. Oral Implant Surfaces: Part 1-Review Focusing on Topographic and Chemical Properties of Different Surfaces and in Vivo Responses to Them. **Int J Prosthodont** 2004;17(5):536-543.
- 10-Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1988;3(1):21-24.
- 11-Kesser-Liechti G, Zix J, Mericske-Stern R. Stability measurements of 1-stage implants in the edentulous mandible by means of resonance frequency analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2008;23(2):353-358.
- 12-Faeda RS, Tavares HA, Sartori R, Guastaldi AC, Marcantônio-Jr E. Biological performance of chemical hydroxyapatite coating associate with implant surface modification by laser beam: biomechanical study in rabbit tibias. **J Oral Maxillofac Surg** 2009;67(8):1706-1715.
- 13-Thomas K & Cook SD. Relationship between surface characteristics and the degree of bone-implant integration. **J Biomed Mater Res** 1992;26(6):831-833.
- 14-Xavier SP, Carvalho PSP, Beloti MM, Rosa AL. Response of rat bone marrow cells to commercially pure titanium submitted to different surface treatments. **J Dent** 2003;31(3):173-180.
- 15-Qahash M, Hardwick R, Rohrer MD, Wozney JM, Wikesjö UM. Surface-etching enhances titanium implant osseointegration in newly formed (rhBMP-2-induced) and native bone. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2007;22(3):472-477.

- 16- Gaggl A, Schultes G, Müller WD, Karcher H. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces- a comparative study. **Biomaterials** 2000;21(10):1067-1073.
- 17-Braga Fjc, Marques Rfc, Almeida-Filho E, Guastaldi Ac. Surface modification of Ti dental implants by Nd:YVO4 laser irradiation. **Applied Surface Science** 2007;253:9203-9208.
- 18-Faeda RS, Tavares HS, Sartori R, Guastaldi AC, Marcantônio-Jr E. Evaluation of titanium implants with surface modification by laser beam. Biomechanical study in rabbit tibias. **Bras Oral Res** 2009;23(2):137-143.
- 19-Cho SA & Jung SK. A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia. **Biomaterials** 2003;24(26):4859-4863.
- 20-Souza FÁ, Queiroz TP, Guastaldi AC, Garcia-Jr IR, Magro-Filho O, Nishioka RS, Sisti KE, Sonada CK. Comparative in vivo study of commercially pure Ti implants with surfaces modified by laser with and without silicate deposition: biomechanical and scanning electron microscopy analysis. **J Biomed Mater Res B** 2013;101(1):76-84.
- 21-Queiroz TP, Souza FÁ, Guastaldi AC, Margonar R, Garcia-Jr IR, Hochuli-Vieira E. Commercially pure titanium implants with surfaces modified by laser beam with and without chemical deposition of apatite. Biomechanical and topographical analysis in rabbits. **Clin Oral Implants Res** 2013;24(8):896-903.
- 22-Sisti KE, Piattelli A, Guastaldi AC, Queiroz TP, De Rossi R. Nondecalfified histologic study of bone response to titanium implants topographically modified by laser with and without hydroxyapatite coating. **Int J Periodontics Restorative Dent** 2013;35(5):689-696.

- 23-Vajtai R, Beleznai C, Nánai L, Gingl Z, George TF. Nonlinear aspects of laser-driven oxidation of metals. **Applied Surface Science** 1996;106:247-257.
- 24-Kennedy SB, Washburn NR, Simon CG Jr, Amis EJ. Combinatorial screen of the effect of surface energy on fibronectin-mediated osteoblast adhesion, spreading and proliferation. **Biomaterials**, 2006;27(20):3817-3824.
- 25-Park JBL. Biomaterials an introduction. **New York: Plenum Press**, 1992.
- 26-Rupp F, Scheideler L, Rehbein D, Axmann D, Geis-Gerstorfer J. Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications. **Biomaterials**, 2004;25(7-8):1429-1438.
- 27-Chen QZ, Li Y, Jin LY, Quinn JM, Komesaroff PA. A new sol-gel process for producing Na₂O-containing bioactive glass-ceramics. **Acta Biomaterial** 2010;6(10):4143-4153.
- 28-Cooper LF. A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants. **J Prosthet Dent** 2000;84(5):522-534.
- 29-Wennerberg A, & Albrektsson T. Structural influence from calcium phosphate coatings and its possible effect on enhanced bone integration. **Acta Odontol Scand** 2009;67(6):333-340.
- 30-Coelho PG, Cardaropoli G, Suzuki M, Lemons JE. Early healing of nanothickness bioceramic coating on dental implants. an experimental study in dogs. **J Biomed Mater Res B Applied Biomater** 2009;88(2)B:387-393.

- 31-Vercaigne S, Wolke JG, Naert I, Jansen JA. Bone healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated oral implants. **Clin Oral Implants Res** 1998;9(4):261-271.
- 32-Elias CN, Busquim T, Lima JHC, Muller CA. Caracterização e torque de remoção de implantes dentários com superfície bioativa. **Revista brasileira de Odontologia** 2008;65(2):273-279.