

Thallita Pereira Queiroz

Estudo de implantes de Ticip com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatitas: análises topográfica, biomecânica e histométrica em coelhos

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba – Unesp, para a obtenção do Grau de “Doutor em Odontologia” – Área de Concentração de Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Hochuli Vieira

Coorientadores: Prof. Dr. Antônio Carlos Guastaldi

Profa. Dra. Roberta Okamoto

Araçatuba – SP
2010

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Dedicatória

Dedico esta Tese...

A Deus

Uma noite eu tive um sonho...

Sonhei que estava andando na praia com o Senhor e através do céu, passavam cenas da minha vida.

Para cada cena que passava, percebi que eram deixados dois pares de pegadas na areia: um era meu e o outro era do Senhor.

Quando a última cena passou diante de nós, olhei para trás, para as pegadas na areia e notei que muitas vezes, no caminho da minha vida, havia apenas um par de pegadas na areia.

Notei também que isso aconteceu nos momentos mais difíceis e angustiosos do meu viver. Isso me aborreceu deveras e perguntei então ao Senhor:

- Senhor, Tu me disseste que, uma vez que resolvi te seguir, Tu andarias sempre comigo, em todo o caminho. Contudo, notei que durante as maiores atribuições do meu viver, havia apenas um par de pegadas na areia. Não compreendo porque nas horas em que eu mais necessitava de Ti, Tu me deixaste sozinho.

O Senhor me respondeu:

- Meu querido filho. Jamais eu te deixaria nas horas de provas e de sofrimento. Quando viste, na areia, apenas um par de pegadas, eram as minhas. Foi exatamente aí que eu te carreguei nos braços.

(Margareth Fishback Powers)

Senhor, obrigada pela vida iluminada a mim concedida, pela família maravilhosa que possuo e pelo apoio e força constantes, imprescindíveis para que eu percorresse essa caminhada. A Sua grandiosidade me fez substituir as incertezas pela segurança e o medo pela vitória.

Aos meus Pais, Tadeu e Sírlane,

Que me amaram incondicionalmente desde a minha concepção e que sempre estiveram ao meu lado, renunciando, muitas vezes, aos seus sonhos em favor dos meus. Agradeço-os pela dedicação, amor, carinho e esforços de uma vida inteira, sem os quais não seria capaz de qualquer conquista. Vocês sempre estiveram ao meu lado, comemorando minhas vitórias e consolando-me a cada tristeza. Vocês são o bem mais precioso que possuo! Obrigada por tudo! Amo muito vocês e quero tê-los sempre ao meu lado!

Ao meu irmão, Thales,

Pelo amor, carinho e amizade. Você é um exemplo de caráter, dedicação, competência e esforço! Amo e admiro muito você!

Ao meu marido Rogério,

Obrigada pelo amor, carinho, companheirismo, pela dedicação, compreensão e principalmente paciência, incondicionais. Sei que não foi fácil suportar meu estresse, minha teimosia e minha ausência em diversos momentos. Aprendo muito com sua dedicação à profissão, com seus conhecimentos e principalmente com o amor que você tem à odontologia, à vida e às pessoas. Espero que possamos viver juntos sempre e constituir uma linda família, embasada na dignidade e no amor que sempre nos foi transmitido pelos nossos pais. Amo muito você!!!

Agradecimentos Especiais...

Ao meu orientador, *Professor Dr. Eduardo Hochuli Vieira*,

“Venham até a borda, ele disse. Eles disseram: Nós temos medo. Venham até a borda, ele insistiu. Eles foram; ele os empurrou... E eles voaram”

(*Guilherme Apollinare*)

Obrigada pelos ensinamentos transmitidos, por ter acreditado em mim desde o meu segundo ano de graduação, pelo carinho, incentivo, apoio e respeito. O senhor é o responsável direto pelo meu amor à cirurgia e à vida acadêmica e é um exemplo de competência e caráter!

Ao meu co-orientador, *Professor Dr. Antônio Carlos Guastaldi*, por ter acreditado em mim desde o primeiro contato que tivemos, por ter me incentivado sempre e principalmente pelos valiosos conhecimentos transmitidos. Não tenho como agradecer-lo pela oportunidade oferecida a mim dentro do seu laboratório de Biomateriais. O senhor é um exemplo de determinação, de empenho, de caráter e de amor à pesquisa. Aprendi muito com o senhor! Obrigada pela dedicação, pela paciência frente à minha ansiedade de querer entender tudo, às minhas indagações constantes e por continuar me incentivando e acreditando em mim.

À minha co-orientadora, *Professora Dra. Roberta Okamoto*, pelo carinho, pelos preciosos ensinamentos transmitidos, pela dedicação, pelo apoio e pela confiança em mim. Você é um exemplo de humildade, competência, determinação, dedicação e amor a tudo o que faz. Você é responsável pelo meu amor à pesquisa! Que você continue sendo essa pessoa iluminada para que muitas pessoas tenham o prazer e a benção de conviverem e aprenderem com você! Obrigada por tudo!

Ao *Professor Dr. Idélmo Rangel Garcia Júnior*,

“Se ele for verdadeiramente sábio, não vos convidará a entrar na mansão de seu saber, mas antes, vos conduzirá ao limiar de vossa própria mente”

(*Gibran Khalil Gibran*)

Obrigada por compartilhar de sua própria existência com a pós-graduação, pela orientação constante e por ter acreditado em mim e me ajudado sempre a trilhar esse caminho. O senhor é exemplo de competência, caráter, sabedoria e amor a tudo o que faz. Serei eternamente grata a tudo o que o senhor me proporcionou na pós-graduação. Levarei para sempre na minha mente e no meu coração os preciosos ensinamentos profissionais e de vida e o carinho com que todos são recebidos nessa encantadora família da cirurgia de Araçatuba. Obrigada por tudo sempre!!!

Ao *Professor Dr. Osvaldo Magro Filho*, pelos preciosos conhecimentos transmitidos, pelo carinho, pela amizade, pela alegria contagiante, pelo amor que você tem pela vida, pelo incentivo constante e pela confiança que sempre teve em mim. Agradeço a Deus por ter me concedido a oportunidade de fazer parte da pós-graduação em Araçatuba e por ter conhecido grandes mestres como você! Admiro-o muito! Obrigada por tudo!

Ao *Professor Dr. Wilson Roberto Poí*,

"O valor das coisas não está no tempo que elas duram, mas na intensidade com que acontecem. Por isso, existem momentos inesquecíveis, coisas inexplicáveis e pessoas incomparáveis".

(*Fernando Sabino*)

Você sempre será meu exemplo de como **SER PROFESSOR!** Embora no doutorado o nosso convívio, infelizmente, tenha sido menor, carregoo diariamente comigo no meu coração. Guardarei eternamente seus valiosos ensinamentos e sua capacidade incrível de entender nossas angústias e preocupações como alunos e seres humanos e de prazerosamente nos ajudar, buscando alternativas simples e eficazes. Obrigada pelo amor e carinho sincero que você tem pelos seus alunos e pela Universidade como um todo! Sou apaixonada por você!!!

Ao *Professor Dr. Michel Saad Neto* pelo exemplo de mestre, pela dedicação, competência, pelo amor e carinho com que transmite sua sabedoria. Agradeço-o imensamente pelos ensinamentos, pela disponibilidade

em ajudar sempre e pela motivação contagiante!

À *Professora Dra. Alessandra Marcondes Aranega*, pela dedicação ao Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, pela garra, pelo carinho com que sempre nos acolhe, pelo incentivo e pela disponibilidade em ajudar sempre!

À *Professora Dra. Cristiane Mara Ruíz de Sousa Fattah*, que embora não esteja mais presente na Cirurgia, contribuiu imensamente com a pós-graduação, tanto pelos ensinamentos transmitidos como pelo exemplo de dedicação, respeito e pelo carinho que sempre teve com os alunos.

Ao *Professor Dr. Tetuo Okamoto*, pelo exemplo de humildade, competência, caráter e dedicação incansável. A Universidade e a pós-graduação como um todo (alunos e professores) têm uma imensa gratidão pela contribuição imensurável que o senhor fez e continua fazendo a todos nós. Obrigada pelo carinho com que sempre me tratou! O senhor é muito especial!!!

À secretária da cirurgia, minha mãezona de Araçatuba, grande amiga e agora minha madrinha e afilhada *Cleide Lemes da Silva Toquetão*, pelo imenso carinho com que nos acolhe, pela dedicação à pós-graduação, competência, pela preocupação constante conosco, pela felicidade que sente em cada conquista nossa! Me sinto uma pessoa iluminada por Deus pela oportunidade que tive de conhecer você e de ganhar outra maravilhosa família em Araçatuba. Você sempre estará comigo, num lugar muito especial no meu coração! Obrigada por existir e por fazer parte da minha vida! Amo muito você!!!

Ao meu parceiro de doutorado e grande amigo *Francisley Ávila Souza* pela amizade, companheirismo, paciência, dedicação e prestatividade ímpar. Obrigada pela ajuda constante nesses cinco anos de pós-graduação, pelos preciosos conhecimentos transmitidos e por confiar em mim e me apoiar incondicionalmente.

À minha parceira de pós-graduação e grande amiga *Jéssica Lemos*

Gulinelli, pela amizade, carinho, acolhida, pela paciência em me ouvir, pela preocupação constante comigo e por compartilhar inúmeros momentos alegres e tristes da minha vida, sempre me apoiando e acreditando em mim. Você é exemplo de competência, dedicação extrema e amor a tudo o que faz!

À minha amiga e companheira *Erika Almeida de Oliveira*, pela amizade, pelo carinho, pelo incentivo constante, pela torcida por minha vitória, pela preocupação comigo, pela paciência em me ouvir sempre, pela disposição em me ajudar e por me motivar sempre nos momentos difíceis. Admiro muito sua garra, dedicação e competência!

À minha amiga *Érica Alves Gomes*, pelo carinho que sempre teve por mim, pela preocupação constante, pelo apoio e incentivo. Você é muito especial!!!

Ao meu colega de pós-graduação e amigo *Abraão Cavalcanti Gomes de Souza Carvalho*, pela amizade, pelo companheirismo, pelos preciosos ensinamentos clínicos, pela confiança em mim, pelo apoio, carinho e pelos agradáveis momentos de convivência. Você é um exemplo de ser humano, de profissional competente e dedicado!

Ao meu colega de pós-graduação e amigo *Rodolpho Valentini Neto e à Marina*, pelo carinho, incentivo, companheirismo, apoio e pelos agradáveis momentos compartilhados.

Às minhas amigas da pós-graduação *Heloísa e Pâmela*, pela amizade, companheirismo, carinho, incentivo, apoio, ajuda e pelos inesquecíveis momentos compartilhados.

À minha amiga *Eloá Rodrigues Luvizuto*, pelo carinho, incentivo, apoio, companheirismo, pela motivação e disponibilidade em ajudar sempre!

Ao meu colega de pós-graduação e amigo *Fernando Pozzi Semeghini*

Guastaldi pela confiança, pelo carinho, incentivo e pela valiosa ajuda na parte experimental desta tese!

À minha amiga e irmã de coração *Ana Paula de Souza Faloni*, pela amizade sincera, pelo carinho, pela torcida constante por mim e pela ajuda em todos os momentos tristes e alegres da minha vida! Admiro sua inteligência, sua competência, seu caráter, sua honestidade e sua dedicação a tudo o que faz! Obrigada por ser minha amiga! Você é muito especial!!!

À minha amiga *Karina Tostes Borsato*, pela amizade, pelo carinho e pelos inesquecíveis momentos compartilhados!!!

À minha família, em especial às minhas avós *Ana, Luzia* e à minha madrinha *Jussara* pela torcida constante, pelas incansáveis orações, pelo amor, carinho, pela preocupação e torcida.

À minha cunhada, *Heloísa*, pelo carinho, pela torcida e pelos bons momentos compartilhados.

À família do *Rogério*, que agora também é minha, *Neuza, Edelcio, Regiane, Eduardo, Henrique (futuro sobrinho que já amamos muito) e vó Angelina*, por me acolherem com imenso carinho em todos os momentos, pela compreensão, confiança e pelo incentivo constante.

Ao *Professor Dr. Elcio Marcantonio*, pelo carinho, pelos preciosos conhecimentos transmitidos, pelas oportunidades oferecidas e pelo exemplo de caráter, competência, humildade e extrema dedicação à Cirurgia.

Ao *Professor Dr. Elcio Marcantonio Júnior*, pela oportunidade oferecida e pela confiança em permitir que realizássemos parte experimental desse trabalho no Laboratório do Exakt da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP. O senhor é um grande exemplo de dedicação e

competência!

Ao *Professor Dr. Cássio Edvard Sverzut*, pelo carinho com que aceitou o meu convite para participar do meu julgamento de mestrado e da minha defesa de doutorado. Agradeço-o imensamente pela valiosa contribuição nesses momentos especiais da minha vida! Admiro sua competência, caráter, postura e educação ímpar.

Agradecimentos...

À *Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP*, sob direção do Professor Titular Pedro Felício Estrada Bernabé e vice-direção da Professora Adjunto Ana Maria Pires Soubhia pela oportunidade de realização do curso de Doutorado.

À *Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP*, pela oportunidade de ter realizado a minha graduação em odontologia e pela realização de parte experimental desse trabalho.

Ao *Centro Universitário de Araraquara - UNIARA*, pela oportunidade de iniciar a carreira docente e aos meus alunos, pela confiança e pelo carinho com que sempre fui tratada.

Ao *Instituto de Química de Araraquara - UNESP (especialmente ao Professor Adjunto Antônio Carlos Guastaldi e seu Laboratório de Biomateriais)*, pela oportunidade de realizar a disciplina de “Ciência aplicada aos biomateriais” e de desenvolver as superfícies dos implantes analisados neste estudo, bem como parte das análises topográficas.

À *Universidade Federal de São Carlos - UFSCAR (especialmente ao Departamento de Materiais - DEMA, Laboratório de Caracterização Estrutural e aos técnicos em microscopia Diego e Vítor)*, pela oportunidade de realizar grande parte da análise topográfica desse estudo e pelo carinho com que fomos recebidos sempre.

Aos *Docentes da Disciplina de Cirurgia da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP*: Professores Doutores Eduardo Hochuli Vieira, Professor Titular Mário Francisco Real Gabrielli, Marisa

Aparecida Cabrini Gabrielli, Roberto Henrique Barbeiro e Valfrido Antônio Pereira Filho, pelo exemplo de competência e dedicação à cirurgia. Obrigada por terem contribuído com a minha formação acadêmica.

Aos Docentes da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP: Professoras (as) Doutoras (as) Celso Koogi Sonoda, Daniela Atili Brandini, Denise Pedrini Ostini, Wilson Roberto Poi, Sônia Regina Panzarini Barioni, Wirley Gonçalves Assunção, Paulo Henrique dos Santos, pelo carinho, pela atenção e disponibilidade em ajudar sempre.

Aos amigos do curso de Doutorado em Cirurgia: Carolina Chianteli Cláudio Coutinho, Leandro de Carvalho Cardoso, Thais da Silveira Rodrigues, Walter Betoni Júnior, Albanir Gabriel Borrasca, Marcos Heidi Guskuma, Martha Salim, Nicolas Homsy, Francisley Ávila Souza, Jéssica Lemos Gulinelli, Paulo Esteves Pinto Faria, Abrahão Cavalcanti Gomes de Souza Carvalho e Rodolpho Valentini Neto, pelo companheirismo, pelos ensinamentos compartilhados e inesquecíveis momentos de convivência.

Aos amigos do curso de Mestrado em Cirurgia: Cassiano Costa Silva Pereira, Fernando Pozzi Semeghini Guastaldi, Heloísa Fonseca Marão, Jônatas Caldeira Esteves, Walter Cristiano Gealh, Pedro Ivo dos Santos, Elisa Mattias Sartori, Ellen Cristina Gaetti Jardim e Pâmela Letícia dos Santos, pelos agradáveis momentos compartilhados, pelo carinho, incentivo e pela ajuda constante.

À aluna do curso de Graduação *Paula Ervolino Silva* (Paulinha) pela valiosa ajuda na realização de parte experimental desse trabalho e pelo carinho de sempre.

À *Karín Ellen Sisti*, pela ajuda na parte experimental desse trabalho, pelo carinho e bons momentos compartilhados.

À *Camila Benez Rícieri*, pelo carinho e agradável convívio durante a pós-graduação.

Aos *alunos do Curso de Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP*, pelo respeito, credibilidade e confiança nos alunos da pós-graduação, permitindo-nos realizar nosso grande sonho de atividade docência. Aprendemos muito com vocês!

Ao aluno de Doutorado em Periodontia da UNESP – Araraquara, *Rafael Silveira Faeda*, pelo carinho, pela amizade, disponibilidade em ajudar sempre e pelos ensinamentos transmitidos para o processamento dos cortes não-descalcificados no Exakt.

Ao *Domíngos Toquetão, Luciana, Lariana, Marcus Vinícius e Vitor (família da Cleidinha)*, pelo carinho, pela calorosa acolhida de sempre, pela preocupação comigo e pelos inesquecíveis momentos compartilhados.

Ao Grupo de Biomateriais do Instituto de Química de Araraquara/UNESP, Dr. Hewerson Santos Tavares, Dr. Nilson Tadeu Camarinho Oliveira, Dra. Anahí Herrera Aparecida, Edson Almeida Filho e Camila Scapín, pelo carinho com que me acolheram, pelos ensinamentos transmitidos e pela imensurável ajuda na caracterização das superfícies dos implantes

Aos *funcionários do Laboratório de Cirurgia e amigos: Bernadete Maria Nunes Kimura, Maria Dirce Colli Boatto e Gilmar Martins de Oliveira* pelo carinho com que sempre me receberam, pela preocupação, pela imprescindível ajuda em diversas etapas laboratoriais da tese, pela compreensão e agradáveis momentos compartilhados.

Aos *funcionários da Pós-graduação*: Diogo, Marina e Valéria, pela paciência, disponibilidade, alegria e admirável interesse em nos ajudar sempre. Parabéns pela competência de vocês!

Aos funcionários do Departamento de Cirurgia e Clínica Integrada, *Aparecida Leontina Baiocchi de Carvalho e Paulo Roberto Gratão*, pelo carinho e ajuda de sempre.

À funcionária do Departamento de Diagnóstico e Cirurgia da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP *Ana Cláudia Gregolin Costa Miranda*, pela ajuda no aprendizado e execução de parte experimental dessa tese, pelo carinho, pela calorosa acolhida, pelo exemplo de competência, caráter e dedicação!

Aos *funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP (Izamar, Cláudio, Alexandra, Maria Cláudia, Cláudio, Ana Cláudia, Isabel, Ana Paula, Luzia, Fátima e Ivone)*, pela disponibilidade em ajudar sempre e pelo carinho.

À *Conexão - Sistema de Próteses*, em nome do *Dr. Rodolfo Cândia Alba Júnior* pela gentileza e disponibilidade em ceder os implantes utilizados nesse trabalho, bem como pela confiança em nós depositada.

À *Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)*, pela concessão de Auxílio à Pesquisa (processo número 2008/01613-8), indispensáveis para a realização deste trabalho.

À *Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES*, pelo apoio financeiro concedido por meio da Bolsa de Doutorado que contribuiu, sobremaneira, com a realização deste trabalho.

Epígrafe

"Se você abre uma porta, você pode ou não entrar em uma nova sala. Você pode não entrar e ficar observando a vida. Mas se você vence a dúvida, o temor, e entra, dá um grande passo: nesta sala vive-se ! Mas também, tem um preço... São inúmeras outras portas que você descobre. Às vezes curte-se mil e uma. O grande segredo é saber quando e qual porta deve ser aberta. A vida não é rigorosa, ela propicia erros e acertos. Os erros podem ser transformados em acertos quando com eles se aprende. Não existe a segurança do acerto eterno. A vida é generosa, a cada sala que se vive, descobre-se tantas outras portas. E a vida enriquece quem se arrisca a abrir novas portas. Ela privilegia quem descobre seus segredos e generosamente oferece afortunadas portas. Mas a vida também pode ser dura e severa. Se você não ultrapassar a porta, terá sempre a mesma porta pela frente. É a repetição perante a criação, é a monotonia monocromática perante a multiplicidade das cores, é a estagnação da vida... Para a vida, as portas não são obstáculos, mas diferentes passagens! "

Isami Tiba

Queiroz TP. Estudo de implantes de Tícp com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatitas: análises topográfica, biomecânica e histométrica em coelhos. [tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2010.

Resumo Geral

O sucesso da reabilitação com implantes osseointegráveis é dependente de vários fatores, destacando-se as propriedades físico-químicas da superfície, que interferem nas respostas biológicas e conseqüente reparo ósseo da interface osso/implante. O propósito deste estudo foi avaliar as superfícies de implantes de titânio comercialmente puro (Tícp) modificadas por feixe de laser (SL) sem e com deposição de hidroxiapatita pelo método biomimético, sem (SHAST) e com tratamento térmico (SHACT), comparando-as com implantes de superfície modificada por tratamento ácido (SA) e com superfície usinada (SU), empregando-se análises topográfica, biomecânica e histométrica. Quarenta e cinco coelhos receberam 150 implantes, sendo 2 implantes de cada superfície por tibia. Após 30, 60 e 90 dias, os animais foram submetidos à eutanásia e os implantes localizados superiormente foram expostos, removidos por torque-reverso para análise biomecânica e as superfícies foram analisadas topograficamente. O implante localizado mais inferiormente em cada tibia foi removido com o tecido ósseo ao redor e processado para obtenção de cortes histológicos não-descalcificados para análise histométrica da extensão linear de contato osso/implante (ELCOI) e da área óssea (AO) entre as espiras da região cortical superior. Aos 30 e 60 dias, os grupos SL, SHAST, SHACT e SA

apresentaram valores de torque-reverso estatisticamente superiores ($p < 0,05$) ao torque de SU. Aos 30 dias, os grupos SHAST e SHACT foram estatisticamente superiores ao grupo SA e o grupo SHAST foi superior ao SL. Aos 90 dias a diferença foi observada somente entre SHAST e SU. A análise topográfica revelou diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre a rugosidade de SL, SHAST e SHACT quando comparadas com SA e SU. A análise histométrica da ELCOI mostrou que SL, SHAST e SHACT foram estatisticamente superiores a SA e SU nos três períodos de avaliação. Aos 30 e 60 dias SA foi superior à SU. A análise da AO aos 30 dias revelou que SHAST foi estatisticamente superior a todos os demais grupos. Aos 60 e 90 dias, a AO de SL, SHAST e SHACT foi superior à de SU e a AO de SL também foi superior à de SA ($p < 0,05$). Conclui-se que os implantes SL, SHAST e SHACT favoreceram a interação entre tecido ósseo e implante nos períodos de 30 e 60 dias. Além disso, SHAST apresentou maior atividade biológica, reduzindo o tempo de osseointegração.

Palavras-chave: Implante dentário; Propriedades de superfície; Torque; Lasers; Durapatita.

Queiroz TP. Study of cp Ti implants with surfaces modified by laser beam with and without chemical deposition of apatite: topographical, biomechanics and histometric analysis in rabbits. [thesis]. Araçatuba: UNESP – Univ Estadual Paulista; 2010.

General Abstract

The success of rehabilitation with dental implants is dependent on several factors, highlighting the physical and chemical properties of the implant surface, which interfere with the biological responses and subsequent bone repair of bone-implant interface. The purpose of this study was to evaluate the surfaces of implants of commercially pure titanium (cp Ti) modified by laser beam (LS) with and without hydroxyapatite deposition by the biomimetic method, without (HAB) and with thermal treatment (HABT) comparing them with implants surface modified by treatment with acid (AS) and machined surface (MS), employing topographical, biomechanics and histometric analysis. Forty-five rabbits received 150 implants (2 implants of each surface in each tibia). After 30, 60 and 90 days, the animals were euthanized and the implants superiorly located were exposed, removed by removal torque for biomechanical analysis and the surfaces were examined topographically. The implant located more inferiorly in each tibia was removed with the bone tissue around and it was processed to obtain non-decalcified histological sections for histometric analysis of the percentage of bone-implant contact (BIC) and bone area (BA) between the threads of higher cortical. At 30 and 60 days, the groups LS, HAB, HABT and AS obtained removal torque values statistically superior ($p < 0.05$) than the removal torque of MS. At 30 days, the HAB and HABT groups were statistically

superior to the AS group and HAB was higher than LS. At 90 days, HAB was statistically significant different from MS. The topographical analysis showed statistically significant difference ($p < 0.05$) between the roughness of LS, HAB and HABT when compared with AS and MS. The histometric analysis of BIC showed that LS, HAB and HABT were statistically superior to the AS and MS, in three periods. At 30 and 60 days AS was higher than MS. Analysis of the BA, at 30 days revealed that HAB was statistically superior to all other groups. At 60 and 90 days, the BA of the LS, HAB and HABT was higher than the MS and the BA of the LS was also higher than the AS ($p < 0.05$). It was possible to conclude that the LS, HAB and HABT implants favored the interaction between bone tissue and implant in periods of 30 and 60 days. In addition, HAB showed a higher biological activity, reducing the time for osseointegration.

Keywords: Dental implantation; Surface properties; Torque; Lasers; Durapatite.

Lista de Figuras

Capítulo 1: Estudo de implantes de Ticp com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatitas: análise topográfica e biomecânica em coelhos.

Figura 1 a-c	MEV: SL (1000X, 5000X e 10000X).	Página 67
Figura 1 d-	SL: EDX pré-implantação	Página 67
Figura 2 a-c	MEV: SHAST (1000X, 5000X e 10000X).	Página 67
Figura 2 d-	SHAST: EDX pré-implantação.	Página 67
Figura 3 a-c	MEV: SHACT (1000X, 5000X e 10000X).	Página 68
Figura 3 d-	SHACT: EDX pré-implantação	Página 68
Figura 4 a-c-	MEV: SA (1000X, 5000X e 10000X).	Página 68
Figura 4 d-	SA: EDX pré-implantação.	Página 68
Figura 5 a-c	MEV: SU (1000X, 5000X e 10000X).	Página 69
Figura 5 d-	SU: EDX pré-implantação.	Página 69
Figuras 6 a-d-	MEV (seção transversal) das superfícies SL, SHAST, SHACT e SA (500X).	Página 69
Figura 7-	(a): Difractometria da SL com picos de titânio e seus óxidos; (b): Difractometria da SHAST com picos de HA carbonatada de baixa cristalinidade; (c): Difractometria da SHACT com picos de HA carbonatada mais cristalina; (d): Difractometria da AS com picos de nitreto deTi (TiN); (e) Difractometria da SU com picos de Ti.	Página 70
Figura 8-	Rugosidade média e desvio-padrão (DP) das diferentes superfícies. Diferença significativa* ($p < 0,05$). ANOVA (one-way) e teste de Tukey	Página 71

Figura 9-	Médias e DP de torque-reverso (N.cm) para as superfícies analisadas, nos diferentes períodos. 30 dias: *SL<SHAST e ***SL>SU; ***SHAST>SA e >SU; *SHACT>SA e ***SHACT>SU; *SA>SU. 60 dias: ***SL, ***SHAST, ***SHACT e ***SA>SU. 90 dias: *SHAST>SU (*=p<0,05; **=p<0,01; ***= P<0,001). ANOVA (One-way) e teste de Tukey (p<0,05).	Página 71
Figura 10 a-c	MEV: SL (20X, 500X e 1000X).	Página 72
Figura 10 d-	SL: EDX pós-implantação.	Página 72
Figura 11 a-c-	MEV: SHAST (20X, 500X e 1000X).	Página 72
Figura 11 d-	SHAST: EDX pós-implantação.	Página 72
Figura 12 a-c	MEV: SHACT (20X, 500X e 1000X).	Página 73
Figura 12 d-	SHACT: EDX pós-implantação.	Página 73
Figura 13 a-c-	MEV: SA (20X, 500X e 1000X, respectivamente).	Página 73
Figura 13 d-	SA: EDX pós-implantação.	Página 73
Figura 14 a-c-	MEV: SU (20X, 500X e 1000X, respectivamente).	Página 74
Figura 14 d-	SU: EDX pós-implantação.	Página 74

Capítulo 2: Estudo de implantes de Ticp com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatita: análise histométrica em coelhos.

Figura 1 a-j-	MEV (500X) e EDX: SL, SHAST, SHACT, SA e SU, respectivamente.	Página 117
Figura 2 a-d-	MEV (seção transversal) das superfícies SL, SHAST, SHACT e SA, respectivamente (1000X).	Página 118

- Figura 3-** ELCOI (ANOVA e Teste de Tukey - $p < 0,05$). 30 e 60 dias: Página 119
 ***SL \neq SA e \neq SU; ***SHAST \neq SA e \neq SU; **SHACT \neq SA e \neq ***SU; *SA \neq SU. 90 dias: ***SL \neq SA e \neq SU; ***SHAST e ***SHACT \neq SA e \neq SU (*= $p < 0,05$; **= $p < 0,01$; ***= $p < 0,001$).
- Figura 4-** AO (ANOVA e Teste de Tukey - $p < 0,05$). 30 dias: *SL \neq Página 119
 SHAST e \neq **SU; ***SHAST \neq SHACT \neq **SA ($p < 0,01$) e \neq ***SU; *SA \neq SU. 60 dias: *SL \neq SA e \neq **SU; **SHAST \neq SU; **SHACT \neq SU. 90 dias: **SL \neq SA e \neq ***SU; *SHAST \neq SU; ** SHACT \neq SA e \neq ***SU (*= $p < 0,05$; **= $p < 0,01$; ***= $p < 0,001$).
- Figura 5 a-p-** Cortes Histológicos não-descalcificados da região cortical Página120
 superior (azul de Estevenel e fucsina ácida, aumento de 200X). a-e, f-j, l-p: SL, SHAST, SHACT, SA e SU nos períodos de 30, 60 e 90 dias, respectivamente.
- Figura 6 a-j-** Sobreposição do mapeamento elementar de Ca (verde), Página121
 P (vermelho) e Ti (azul) e EDX de SL, SHAST, SHACT, SA e SU, respectivamente.

Lista de Tabelas

Capítulo 1: Estudo de implantes de Ticp com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatitas: análise topográfica e biomecânica em coelhos.

Tabela 1- Composição do plasma sanguíneo e da solução SFC utilizada (mmol.dm^{-3}). Página 75

Tabela 2- Referências de ângulos de contato e condições de molhamento. Página 75

Tabela 3- Média e DP do ângulo de contato obtido para as diferentes superfícies. Página 75

Capítulo 2: Estudo de implantes de Ticp com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatitas: análise histométrica em

Tabela 1- Composição do plasma sanguíneo e da solução SFC utilizada (mmol.dm^{-3}). Página 122

Tabela 2 Média e DP da Rm das diferentes superfícies. Página 122

Tabela 3- Média e DP da ELCOI de SL, SHAST, SHACT, SA e SU. Comparação dos valores obtidos para cada grupo aos 30, 60 e 90 dias. Página 122

Tabela 4- Média e DP da AO de SL, SHAST, SHACT, SA e SU. Comparação dos valores obtidos para cada grupo aos 30, 60 e 90 dias. Página 122

Lista de Abreviaturas

Ticp: Titânio comercialmente puro

SL: Superfície modificada por irradiação com feixe de laser

HÁ: Hidroxiapatita

SHAST: Superfície modificada por deposição de HA pelo método biomimético, sem tratamento térmico

SHACT: Superfície modificada por deposição de HA pelo método biomimético, com tratamento térmico.

SA: Superfície modificada por tratamento ácido

SU: Superfície usinada

TPS: Plasma spray de titânio

SBF: Solution body fluid

SFC: Solução de fluido corpóreo

Ti: Titânio

Ca: Cálcio

P: Fósforo

Ca-P: Fosfato de cálcio

NaOH: Hidróxido de sódio

TiO₂: Óxido de titânio

Al₂O₃: óxido de alumínio

MEV: Microscopia eletrônica de varredura

EDX: Análise por espectroscopia por espalhamento de energia dispersiva de raios X

DRX: Difractometria de raios X

Rm: Rugosidade média

IM: Intramuscular

Sumário

1 Introdução Geral	27
2 Capítulo 1: Estudo de implantes de Tícp com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatitas: análise topográfica e biomecânica	30
2.1 Resumo	32
2.2 Abstract	34
2.3 Introdução	36
2.4 Proposição	40
2.5 Material e Método	42
2.6 Resultados	49
2.7 Discussão	53
2.8 Conclusão	58
2.9 Referências	60
3 Capítulo 2: Estudo de implantes de Tícp com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatitas: análise histométrica em coelhos.	76
3.1 Resumo	78

3.2 Abstract	81
3.3 Introdução	83
3.4 Proposição	88
3.5 Material e Método	90
3.6 Resultados	97
3.7 Discussão	102
3.8 Conclusão	107
3.9 Referências	109
Anexos	124



1. INTRODUÇÃO GERAL

Introdução Geral¹

A utilização de implantes osseointegráveis na reabilitação de indivíduos parcial ou totalmente edêntulos tem aumentado consideravelmente nos últimos anos^{1,2}. Apesar dos excelentes resultados obtidos no protocolo desenvolvido em pacientes com boa qualidade e quantidade óssea, situações clínicas desfavoráveis, como áreas posteriores de maxila, áreas enxertadas, pacientes com alterações sistêmicas como diabetes, osteoporose e que apresentam pobre qualidade e quantidade óssea, podem influenciar o sucesso das reabilitações implantossuportadas³.

Modificações topográficas e físico-químicas da superfície dos implantes têm sido propostas para aumentar a porcentagem de contato osso-implante, principalmente em áreas de tecido ósseo de menor densidade, favorecer as respostas biológicas em um período de regeneração mais curto e, conseqüentemente, favorecer o sucesso a longo prazo dos implantes osseointegráveis⁴⁻⁶.

Diferentes métodos estão sendo utilizados para o tratamento de superfície de implantes, como as técnicas de adição (recobertas por plasma-spray de titânio – TPS e de HA, recobrimentos com HA e outros fosfatos de cálcio)^{7,8}, ou subtração (tratamentos com ácido, associados ou não ao jateamento com óxido de titânio – TiO₂ ou óxido de alumínio – Al₂O₃ e irradiação com laser)^{9,10}.

Os diferentes tipos de tratamentos conferem à superfície dos implantes uma topografia mais rugosa, além de alterações físico-químicas que favorecem a retenção do coágulo sanguíneo, aumentam a resistência ao torque de

¹ As referências estão de acordo com as normas de Vancouver e encontram-se no Anexo D

remoção dos implantes, interferem nas respostas celulares estimulando a osseointegração e, conseqüentemente, permite que estes implantes possam ser submetidos à carga protética após um tempo de regeneração menor, quando comparados aos implantes de superfície usinada^{9, 11, 12}.

O processo de modificação da superfície de titânio (Ti) com irradiação por feixe de laser reúne características vantajosas, como a não contaminação da superfície e o alto grau de reprodutibilidade desta técnica, que produz uma morfologia de superfície complexa e homogênea e aumenta o torque de remoção, favorecendo a osseointegração^{4, 13, 14}.

Recobrimentos de superfície de implantes com fosfato de cálcio (CaP) têm recebido especial atenção, já que aceleram a osseointegração, especialmente em condições de limitada quantidade e qualidade tecidual óssea^{15, 16}. Esses recobrimentos com materiais biativos, quando em contato com o tecido vivo, sofrem dissolução superficial induzida por atividade celular, liberando íons Ca e P no meio extracelular, que se incorporam aos microcristais de HA, formando uma forte interação com os cristais da superfície do material¹⁷. Desse modo, a matriz óssea fica depositada sobre a superfície de HA por meio de uma interação físico-química¹⁸.

O mais comum e amplamente relatado método para deposição de HA é a técnica do plasma spray de HA¹⁹. Entretanto, esse método apresenta desvantagens consideráveis associadas às altas temperaturas utilizadas para o recobrimento, às alterações na estrutura de HA, à porosidade excessiva, à solubilização e à pobre adesão da HA à superfície do implante, que pode conduzir a trincas e fraturas do recobrimento²⁰.

Métodos de deposição química de HA têm sido estudados para melhorar a adesão do revestimento à superfície do implante. Dentre estes, destaca-se o método biomimético, que consiste na imersão do substrato a ser recoberto em uma solução sintética denominada solução de fluido corpóreo (SFC ou SBF- *Simulated Body Fluid*). Esta solução apresenta composição química e pH semelhantes ao plasma sanguíneo e temperatura similar a do corpo humano^{21, 22}.

A adesão osso/implante, mediada pela camada de HA, exige uma ligação química estável entre o recobrimento e a superfície do implante. Uma das maneiras de favorecer essa ligação físico-química é a irradiação prévia da superfície a ser recoberta com feixe de laser^{23, 24}.

Tendo em vista a importância da topografia e das propriedades físico-químicas das superfícies dos implantes na osseointegração, as modificações de superfícies por meio de irradiação com feixe de laser e deposição química de HA são de significativa relevância. Esses métodos podem aumentar o contato do tecido ósseo com o implante e reduzir o período de osseointegração, favorecendo o carregamento imediato ou precoce dos implantes.



2. CAPÍTULO 1:

Estudo de implantes de Tícp com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatitas: análise topográfica e biomecânica em coelhos

(Periódico: *Acta Biomaterialia: Structure-Property-Function Relationships in Biomaterials*, Anexo B)



2.1. RESUMO

Queiroz TP. Estudo de implantes de Tícp com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatitas: análise topográfica e biomecânica em coelhos. [tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2010.

2.1 Resumo

O propósito deste estudo foi avaliar as superfícies de implantes de titânio comercialmente puro (Tícp) modificadas por feixe de laser (SL) sem e com deposição de hidroxiapatita (HA) pelo método biomimético, sem (SHAST) e com tratamento térmico (SHACT), comparando-as com implantes de superfície modificada por tratamento ácido (SA) e de superfície usinada (SU), empregando-se análise topográfica e biomecânica. Quarenta e cinco coelhos receberam 75 implantes, sendo 1 implante em cada tíbia. Após 30, 60 e 90 dias, os implantes foram removidos por torque reverso e as superfícies foram analisadas topograficamente. Aos 30 dias foi observada diferença significativa ($p < 0,05$) entre todas as superfícies e a SU, entre SHAST/SHACT e SA e entre SHAST e SL. Aos 60 dias, o torque reverso de SL, SHAST, SHACT e SA diferiu significativamente da SU e aos 90 dias a diferença foi observada entre SHAST e SU. A análise topográfica revelou diferença estatística ($p < 0,05$) entre a rugosidade da SL, SHAST e SHACT quando comparadas com SA e SU. Conclui-se que os implantes SL, SHAST e SHACT favoreceram a interação entre tecido ósseo e implante nos períodos de 30 e 60 dias. Além disso, SHAST apresentou maior atividade biológica, reduzindo o tempo de osseointegração.

Palavras-chave: Implante dentário; Propriedades de superfície; Torque; Laser; Durapatita.



2.2. *ABSTRACT*

Queiroz TP. Study of cp Ti implants with surfaces modified by laser beam with and without chemical deposition of apatite: biomechanical and topographical analysis in rabbits. [thesis]. Araçatuba: UNESP – Univ Estadual Paulista; 2010.

2.2 Abstract

Objectives: the purpose of this study was to evaluate the surfaces of commercially pure titanium (cp Ti) implants modified by laser beam (LS), without and with hydroxyapatite (HA) deposition by the biomimetic method, without (HAB) and with thermal treatment (HABT), and compare them with implants with surfaces modified by acid treatment (AS) and with machined surfaces (MS), employing topographical and biomechanics analysis.

Methods: forty-five rabbits received 75 implants (1 implant of each surface per tibia). After 30, 60 and 90 days, the implants were removed by reverse torque and the surfaces were topographically analyzed. **Results:** at 30 days, statistically significant difference ($p < 0.05$) was observed among all the surfaces and the MS, between HAB/HABT and AS and between HAB and LS. At 60 days the reverse torque of LS, HAB, HABT and AS differed significantly of the MS. At 90 days, difference was observed between HAB and MS. The microtopographic analysis revealed statistical difference ($p < 0.05$) between the roughness of LS, HAB and HABT when compared with AS and MS. **Conclusions:** it was possible to conclude that the LS, HAB and HABT implants favored the interaction between bone tissue and implant in periods of 30 and 60 days. In addition, HAB showed a higher biological activity, reducing the time for osseointegration.

Keywords: Dental implantation, Surface properties, Torque, Lasers; Durapatite.



2.3. INTRODUÇÃO

2.3 Introdução²

Os implantes dentários osseointegráveis constituem uma alternativa de tratamento para a reabilitação bucal, sendo utilizados em várias situações clínicas com alta previsibilidade de sucesso devido à osseointegração [1,2]. Este processo é dependente de vários fatores, dentre os quais destaca-se a qualidade macro e microscópica da superfície do implante, que interfere significativamente no estabelecimento da adequada interação osso/implante e na resistência desta interface [3].

Portanto, tratamentos de superfície de implantes de titânio têm sido propostos para melhorar a qualidade e quantidade óssea na interface osso/implante e para acelerar a osseointegração [4], favorecendo a regeneração óssea ao redor de implantes, principalmente em áreas de baixa densidade óssea e em situações clínicas de carga imediata ou carga precoce [5].

As modificações das superfícies podem ser realizadas por meio dos métodos de adição, como plasma spray de titânio (TPS) e de HA [6] e por métodos de subtração, incluindo o tratamento com ácido, associado ou não ao jateamento com óxido de alumínio (Al_2O_3) ou óxido de titânio (TiO_2) [7] e a ablação a laser [8,9,10].

Estudos evidenciam que implantes com superfície rugosa apresentam melhores resultados de reparo ósseo do que os implantes com superfície usinada [11,12,13]. Os prováveis fatores que influenciam estes achados estão relacionados à melhor atividade de remodelação na interface osso/implante observada nos implantes com morfologia rugosa, incluindo melhor retenção do coágulo sanguíneo, aumento da migração e proliferação celular e aumento da área de contato da superfície do implante [6,14,15,16]. Portanto, a superfície rugosa estimula e facilita a osseointegração com conseqüente

² Normas da revista científica *Acta Biomaterialia: Structure-Property-Function Relationships in Biomaterials* (Anexo B).

favorecimento da colocação de carga protética sobre esses implantes em um menor tempo de regeneração [17].

A modificação da superfície de implantes por irradiação com feixe de laser foi originalmente introduzida na engenharia de materiais [18]. Esse processo resulta numa microestrutura de superfície com aumento na área de superfície, na dureza, na resistência à corrosão e na biocompatibilidade do titânio devido à sua oxidação e subsequente formação de óxidos e nitretos [19]. Além disso, este método produz uma morfologia de superfície complexa e homogênea, com alto grau de pureza, constituindo, portanto, um processo controlável e reproduzível [9,20].

O recobrimento de superfícies de implantes com materiais bioativos favorece a interação entre tecido ósseo e o implante por meio da formação da camada de apatita biologicamente ativa, semelhante ao tecido ósseo, na superfície das cerâmicas [21,22]. Dentre esses materiais, destaca-se a HA [$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$], comumente utilizada para recobrimento de implantes metálicos com o objetivo de combinar as vantagens mecânicas dos metais com a sua excelente biocompatibilidade e bioatividade, que promovem o aumento na resistência da interface com o tecido ósseo [23,24].

Dentre as técnicas mais empregadas para a incorporação dos íons cálcio (Ca) e fósforo (P) à superfície do implante, pode-se citar o plasma spray de HA. Embora sua integração ocorra mais rapidamente do que a dos implantes não recobertos, algumas desvantagens estão associadas a esse processo, como o recobrimento espesso e não-uniforme que facilita o surgimento de fraturas ou trincas do material depositado [25], podendo este ser parcialmente dissolvido/reabsorvido após longos períodos sem função [26, 27]. Portanto, outras técnicas têm sido utilizadas, como o método biomimético, que mimetiza o processo biológico de formação dos tecidos duros do organismo [28].

Inicialmente proposto por Abe et al. [29], o método biomimético utiliza uma

solução denominada *Simulated Body Fluid* (SBF) ou solução de fluido corpóreo (SFC), que possui composição química, temperatura e pH similares ao plasma sanguíneo. As principais vantagens desta técnica incluem a possibilidade de controle da espessura da camada depositada, o aumento da adesão ao substrato metálico e a topografia de superfície que aumenta a resposta do hospedeiro ao implante, favorecendo a osseointegração em períodos de tempo mais curtos [30,31].

A união entre tecido ósseo e implante recoberto por HA, requer uma ligação química estável entre a HA e a camada de óxido de titânio (TiO_2) formada na superfície do implante de TiCp, que possuem alta afinidade química [32]. Um método usado para aumentar a espessura da camada de TiO é a irradiação com feixe de laser, que favorece a subsequente deposição de HA sobre a superfície de TiCp [9,10,33].

Tendo em vista a importância da interação entre o tecido ósseo e a superfície do implante para a estabilidade primária e conseqüente osseointegração e considerando o potencial da associação entre irradiação com feixe de laser e recobrimentos com HA, os tratamentos de superfície dos implantes merecem destaque.



2.4. PROPOSIÇÃO

2.4 Proposição

O propósito deste estudo foi avaliar as superfícies de implantes de titânio comercialmente puro (TiCp) modificadas por feixe de laser (SL) sem e com deposição de hidroxiapatita pelo método biomimético (SHAB), sem (SHAST) e com tratamento térmico (SHACT), comparando-as com implantes de superfície modificada por tratamento ácido (SA) e com superfície usinada (SU), empregando-se análise topográfica e biomecânica.



2.5. MATERIAL E MÉTODOS

2.5 Material e Métodos

2.5.1 Implantes

Foram utilizados neste estudo 75 implantes de hexágono externo, com diâmetro de 3,75mm, comprimento de 10 mm (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, São Paulo, Brasil) e com 5 diferentes superfícies, sendo 3, superfícies testes, que foram modificadas no Grupo de Biomateriais do Instituto de Química da Universidade Estadual Paulista de Araraquara – UNESP e as outras 2 comercialmente disponíveis, que constituíram os grupos controles, conforme destacado abaixo:

- 1- Implante de Ti cp modificado por Feixe de Laser (SL);
- 2- Implante de Ti cp modificado por Feixe de Laser associado à deposição de HA pelo método biomimético, sem tratamento térmico (SHAST);
- 3- Implante de Ti cp modificado por Feixe de Laser associado à deposição de HA pelo método biomimético, com tratamento térmico (SHACT);
- 4- Implante de Ti cp modificado por tratamento ácido (Master Porous), comercialmente disponível (SA).
- 5- Implante de titânio comercialmente puro (Ti cp) e superfície usinada (SU), comercialmente disponível.

2.5.2 Preparação das Superfícies Testes: Modificação da Superfície por Feixe de Laser

Os implantes de Ticp foram fixados em torno rotatório, sob o equipamento de laser Yb pulsado 20W pulsado (Pulsed Ytterbium Fiber Laser, Sistema Omnimark 20F, Ominitek Tecnologia Ltda, São Paulo, Brasil), com os parâmetros de potência nominal de 140mJ e frequência de pulso de 20 KHz. O feixe de laser foi projetado sobre toda a superfície das espiras do implante, em

atmosfera ambiente.

2.5.3 Modificação da Superfície por Feixe de Laser e recobrimento por deposição de HA empregando-se o método biomimético.

As amostras foram imersas em 50 mL de solução de NaOH ($5,0 \text{ Mol.L}^{-1}$) na estufa por um período de 24 horas a $60 \text{ }^\circ\text{C}$, para a ativação da superfície. Os implantes foram mantidos em estufa por um período de 3 horas a 60°C , para secagem da superfície.

Posteriormente, os implantes foram imersos em solução de fluido corpóreo (SFC) modificada [34,35], que simula os fluidos corpóreos por apresentar composição iônica e pH semelhantes aos do plasma sanguíneo (Tabela 1). Os implantes permaneceram imersos nesta solução por um período de 4 dias, em estufa a 37°C e pH 7.25, para se obter um recobrimento composto por HA. A SFC foi trocada a cada 24 horas para que fosse mantida a quantidade de íons em solução.

Após o recobrimento dos implantes, metade deles foi submetida ao tratamento térmico a $600 \text{ }^\circ\text{C}$ por um período de 1 hora, em forno (EDG 3P-S 1800, EDG Equipamentos)

2.5.4 Caracterizações das Superfícies

Os implantes foram analisados quanto à topografia, pré e pós-instalação nos coelhos, por MEV (MEV modelo XL 30 TMP, FEG, Philips XL Series, com detector Oxford incaX-sight, Holanda, 97), com sistema de espectroscopia por espalhamento de energia dispersiva de raios X (EDX) acoplado, para análise semiquantitativa da composição química e mapeamento elementar das superfícies. Além disso, discos de Ticp foram modificados com as diferentes

superfícies e analisados em seção transversal, por MEV, para a determinação da espessura média de 10 pontos mensurados nas superfícies.

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°). A identificação das fases de apatita presentes na SHAST e SHACT foi realizada comparando-se os dados obtidos com as fichas padrões da base de dados mantida pelo *Committee for Powder Diffraction Studies* - 2003 (CPDS).

A rugosidade média (R_m) de cada superfície foi analisada utilizando-se um rugosímetro digital (Mitutoyo SJ-400, Mitutoyo Sul Americana Ltda, São Paulo, Brasil). Os valores obtidos apresentaram distribuição normal (testados pelo teste de Kolmogorov-Smirnov) e foram comparados por meio da análise de variância (ANOVA one-way) e do teste de comparações múltiplas de Tukey ($p < 0,05$).

2.5.5 Medidas do ângulo de contato

A medida do ângulo de contato da gota de um líquido de interesse numa superfície tem sido usada para caracterizar a sua molhabilidade, conforme apresentado na tabela 2 [36].

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). A mensuração de cada amostra foi repetida 3 vezes para obtenção do valor médio do ângulo de contato (θ) das diferentes superfícies.

2.5.6 Animais e implantes

Foram utilizados 45 coelhos machos brancos (Nova Zelândia), variação *albinus*, com idade de aproximadamente 5 meses e peso corporal entre 3 e 4 Kg, que receberam 75 implantes (15 implantes de cada tipo de superfície), sendo 1 implante em cada metáfise tibial. Os animais foram mantidos em gaiolas individuais com dieta padrão, ração sólida (Procoelho, Primor) e água “*ad libitum*” no Biotério da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP. O estudo foi submetido à aprovação do Comitê de Ética em Experimentação Animal da FOAR e recebeu parecer favorável ao seu desenvolvimento (protocolo número 2007-004959).

2.5.7 Cirurgia Experimental

Os animais foram mantidos em jejum durante 8 horas prévias ao procedimento cirúrgico, foram sedados pela combinação de 50mg/kg de Quetamina intramuscular (IM) (Vetaset – Fort Dodge Saúde Animal Ltda, Campinas, São Paulo, Brasil) e 5mg/Kg de cloridrato de xilazina (Dopaser – Laboratório Calier do Brasil Ltda – Osasco, São Paulo, Brasil).

Em seguida, foi realizada tricotomia em ambas as tíbias e antissepsia da região a ser incisada com Polivinil Pirrolidona Iodo Degermante (PVPI 10%, Riodeine Degermante, Rioquímica, São José do Rio Preto), associado ao PVPI tópico. Em seguida, os animais receberam anestesia local por meio de cloridrato de mepivacaína (0.3 ml/Kg, Scandicaine 2% com adrenalina 1:100.000, Septodont, França) para auxiliar na hemostasia do campo operatório

Uma incisão de aproximadamente 3 cm de comprimento foi realizada na metáfise tibial, bilateralmente, e o tecido mole foi divulsionado em espessura total, expondo o tecido ósseo para instalação dos implantes.

Os leitos receptores foram preparados utilizando seqüência progressiva de fresas (lança, helicoidal de 2,0mm, piloto de 2,0/3,0mm e helicoidal de 3,0mm) (Conexão, São Paulo, Brasil), com irrigação por meio de solução de cloreto de sódio a 0,9% (Darrow, Rio de Janeiro, Brasil). Em seguida, foi instalado um implante de cada tipo de superfície por tibia, bicorticalizando-o.

A sutura foi realizada em planos, empregando-se fio absorvível (Poligalactina 910 – Vycril 4.0, Ethicon, Johnson Prod., São José dos Campos, Brasil) com pontos contínuos no plano muscular e fio monofilamentar (Nylon 4.0, Ethicon, Johnson, São José dos Campos, Brasil) com pontos interrompidos no plano da derme.

No pós-operatório os animais receberam administração IM de Pentabiótico (0,1mL/Kg, Fort Dodge Saúde Animal Ltda, Campinas, São Paulo, Brasil) em dose única e de Dipirona Sódica (1mg/kg/dia, Ariston Indústrias Químicas e Farmacêuticas Ltda, São Paulo, Brasil) no total de 3 doses.

2.5.8 Ensaio Biomecânico

Nos períodos de 30, 60 e 90 dias pós-operatório, os animais foram submetidos à eutanásia por meio da administração IM de dose letal de Quetamina.

As metáfises tibiais de 15 coelhos por período foram reabertas para exposição dos implantes e realização do torque reverso. Um monta-implante (Conexão, São Paulo, Brasil) foi adaptado ao hexágono do implante e o torquímetro analógico (15-BTG, Tohnichi, Tokyo, Japan/ www.tohnichi.co.jp) foi acoplado ao monta-implante. Aplicou-se movimento anti-horário aumentando-se o torque reverso até a rotação do implante no interior do tecido ósseo, rompendo-se completamente a interface osso/implante, momento em que o

torquímetro registrou o pico máximo de torque para esse rompimento, em Newton por centímetro (N.cm). Os valores obtidos foram agrupados e submetidos à análise estatística de variância e ao Teste de Tukey para comparações múltiplas entre os diferentes grupos e períodos ($\alpha=0,05$).



2.6. RESULTADOS

2.6 Resultados

2.6.1 Topografia das superfícies pré-implantação nas tíbias (MEV, EDX e Rm)

O MEV das superfícies analisadas demonstrou diferenças topográficas entre elas. A SL (figura 1a, b, c, d), SHAST (figura 2a, b, c, d) e SHACT (figura 3a, b, c, d), produziram superfícies rugosas e homogêneas com padrão morfológico regular e presença de partículas esféricas, em escala nanométrica (tamanho de cada partícula menor do que 100 nanômetros, utilizando-se como referência a escala do microscópio). A análise por EDX não revelou qualquer contaminação nas superfícies dos implantes analisados e mostrou picos de titânio (Ti) e oxigênio (O) para SL. O EDX da SHAST e SHACT manteve as características da SL, diferenciando-se da mesma pela presença de picos referentes aos elementos cálcio (Ca) e fósforo (P), obtidos pela deposição química de fosfato de cálcio (CaP).

A SA apresentou topografia com padrão de subtração e formação de microcavidades de diferentes profundidades e tamanhos, entretanto, mantendo-se uma rugosidade homogênea (figura 4a, b, c, d). O EDX da SA e SU (figura 5 a, b, c, d) revelou picos de Ti.

A figura 6 (a-d) mostra, por MEV em seção transversal, a espessura das diferentes superfícies, sendo: SL ($21,76 \pm 9,05\mu\text{m}$), SHAST ($44,21 \pm 6,63\mu\text{m}$), SHACT ($35,31 \pm 9,77 \mu\text{m}$) e SA ($7,84 \pm 3,73 \mu\text{m}$). O MEV em seção transversal da SHAST e SHACT mostrou a presença de uma camada “híbrida”, composta pela irradiação com feixe de laser seguida pela deposição de HA, não permitindo distinguir os dois tratamentos de superfície isoladamente.

O DRX da SL mostra a presença de óxidos e nitretos, provenientes da interação da superfície com o ar, durante o processo de irradiação. O DRX da SHAST revela picos

alargados de HA carbonatada, característicos de baixa cristalinidade. Para SHACT, também observa-se picos de HA carbonatada, com picos mais agudos e bem definidos, caracterizando maior cristalinidade, proveniente do tratamento térmico. Para SA, verifica-se picos de nitretos de Ti (TiN), provavelmente provenientes do tratamento ácido e para SU picos de Ti (figura 7 a, b, c, d, e).

A análise microtopográfica revelou diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre a rugosidade da SHAST e SHACT ($6,61 \pm 0,84 \mu\text{m}$ e $6,35 \pm 0,7 \mu\text{m}$, respectivamente) quando comparadas à SL ($R_m = 4,73 \pm 0,48 \mu\text{m}$), à SA ($R_m = 1,34 \pm 0,35 \mu\text{m}$) e à SU ($0,4 \pm 0,06 \mu\text{m}$) e de SL quando comparada à SA e à SU (figura 8).

2.6.2 Análise do ângulo de contato

Verificou-se que as superfícies SA e SU não apresentaram um molhamento adequado, tendo em vista que o ângulo de contato médio das duas superfícies foi alto, principalmente da SA (tabela 3).

2.6.3 Exame Clínico

Os animais não apresentaram qualquer alteração tecidual, não verificou-se sinais de infecção e nem de fratura óssea nas tíbias. Nos implantes SHAST e SHACT, a integridade do recobrimento de HA foi mantida. Observou-se também que esses implantes apresentaram-se quase totalmente recobertos por tecido ósseo neoformado, sendo necessária a exposição do parafuso de cobertura dos mesmos (cover screw), cuidadosamente, com broca esférica número 2, para possibilitar a realização do torque-reverso.

2.6.4 Análise Biomecânica

Os valores das médias e dos desvios-padrão do torque-reverso por grupo e por período de avaliação estão destacados na figura 9. Diferença estatisticamente

significante ($p < 0,05$) foi observada, aos 30 dias, entre todas as superfícies e a SU, entre SHAST/SHACT e SA e entre SHAST e SL. Aos 60 dias o torque-reverso de SL, SHAST, SHACT e SA diferiu significativamente da SU e aos 90 dias a diferença foi observada somente entre SHAST e SU.

2.6.5 Topografia das superfícies pós-implantação nas tíbias (MEV e EDX).

A análise por MEV revelou recobrimento significativo (quase total) da SL (figura 10 a, b, c, d), SHAST (figura 11 a, b, c, d) e SHACT (figura 12 a, b, c, d) com tecido ósseo, indicando que a fratura durante o torque reverso ocorreu na interface osso/osso. A análise dos implantes por EDX pós-implantação mostrou picos significativos de Ti, O, Ca e P para SL, SHAST e SHACT.

Em contraste, a análise da SA (figura 13 a, b, c, d) e SU (figura 14 a, b, c, d) revelou recobrimento ósseo reduzido dos implantes. O EDX dessas superfícies mostrou picos de Ti, O, Ca e P, sendo que, para estes 2 últimos elementos, os picos foram menores.



2.7. DISCUSSÃO

2.7 Discussão

A análise topográfica das superfícies estudadas mostrou que SL, SHAST e SHACT apresentaram uma morfologia complexa, que favoreceram o recobrimento por tecido ósseo, quando comparadas com SU e SA. As propriedades físico-químicas e morfológicas da superfície do implante têm uma função direta na osteogênese que ocorre na interface osso/implante, influenciando uma série de eventos coordenados, que incluem a adsorção proteica, proliferação, diferenciação celular e a deposição de matriz óssea [37].

De acordo com Faeda et al. [38], o tratamento de superfícies com feixe de laser parece ser um promissor método para a modificação de superfícies de implantes dentários, já que produzem um padrão de superfície com importantes propriedades na osseointegração, melhorando a retenção osso/implante e resultando em uma melhor e mais rápida integração quando comparada aos implantes usinados. Esses resultados também foram observados neste estudo, em que os valores de torque reverso da SL foram estatisticamente superiores à SU, aos 30 e 60 dias pós-operatório.

A maior rugosidade e recobrimento ósseo observados na SL, na SHAST e na SHACT, estatisticamente significantes quando comparados às demais superfícies, podem estar relacionados ao aumento na integração óssea que ocorre em superfícies rugosas. Em muitos estudos que investigam diferentes modificações de superfície, uma correlação positiva tem sido descoberta entre rugosidade e osseointegração (maiores valores de torque reverso), sendo que em grande parte desses trabalhos, a maior rugosidade foi apresentada pelas superfícies recobertas por CaP [39, 40, 41]. Além disso, os melhores resultados obtidos com essas superfícies se devem não somente ao padrão topográfico, mas também à físico-química, como demonstrado por meio do EDX, que revelou picos de Ca e P para SHAST e SHABCT.

Vercaigne et al. [42] compararam implantes usinados, implantes recobertos por plasma-spray de Ti (TPS), TPS + tratamento ácido e TPS + HA, instalados em osso de cabra. A Rm foi de 0,35; 2,39; 2,59 e 3,31 μ m, respectivamente. Após 3 semanas, observou-se maior contato ósseo para os implantes TPS + HA. Em nosso estudo, também verificou-se relação diretamente proporcional entre a rugosidade das superfícies e os valores obtidos pela análise biomecânica. A rugosidade média pode ser definida como o desvio da média aritmética de um perfil, constituindo-se num parâmetro descritivo de altura estável e robusta [41].

A maior espessura de óxidos promovida pela irradiação com feixe de laser aumenta a força de união com a HA depositada, devido à alta afinidade entre os óxidos de titânio e a HA [32]. Quando as superfícies irradiadas com feixe de laser são expostas à SFC, os óxidos perdem prótons e grupos TiO negativos são formados. Esses grupos atraem os íons Ca^{2+} da solução, que se ligam à superfície. Esta por sua vez, levemente positiva, atrai íons P com carga negativa, que também se ligam à superfície, formando uma fase metaestável de CaP. Esta camada é então cristalizada dentro da HA semelhante ao osso (*Bone like HA*) [33].

Segundo Kokubo et al. [43], um dos pré-requisitos para um material ligar-se ao osso é a formação de uma camada de apatita biologicamente ativa na interface material/osso, usualmente conhecida como “*bone-like apatite*”. Tal camada de apatita é similar à fase mineralizada do tecido ósseo, em composição e estrutura, o que favorece a proliferação e diferenciação celular em osteoblastos. Quando isso ocorre, uma ligação química é formada entre o osso e a camada de apatita, reduzindo a energia interfacial entre elas.

Os favoráveis resultados obtidos nesse estudo após o recobrimento das superfícies por HA estão associados à estabilidade da interface formada entre tecido

ósseo e implante, como verificada por MEV, pós-implantação, que mostrou que o rompimento ocorreu na interface osso/osso e não na interface implante e osso, como observado para a SA e SU.

A mais estável união da HA à superfície do implante ocorreu devido à ligação química desse processo de recobrimento, com conseqüente favorecimento da estabilidade entre o tecido ósseo e o implante. Já a deposição de HA pelo método do plasma spray, conduz a uma limitada adesão entre a superfície do implante e o recobrimento [31]. Embora a técnica do plasma spray de HA produza adequadas repostas ósseas, a sua baixa aderência à superfície do Ti, associada à dificuldade do controle da composição das fases durante o processo de deposição, comprometem o sucesso a longo prazo, considerando a sua estabilidade [31, 44].

Faeda et al. [45] observaram pelo teste de torque reverso, os efeitos do tratamento de superfície criado por ablação a laser (Nd: YAG) seguida pela deposição de partículas finas de HA por um processo químico (HA), comparados aos implantes com ablação a laser (LMS) e implantes com superfície usinada (MS), instalados em 48 coelhos. Após 4, 8 e 12 semanas de reparo, os autores concluíram que os implantes HA podem reduzir o período de reparo, aumentando a interação osso/implante durante os primeiros dois meses após a colocação do implante. Esse fato também foi observado neste estudo, em que SHAST e SHACT apresentaram as maiores médias de torque reverso, aos 30 e 60 dias pós-operatório, estatisticamente significantes quando comparados à SU e SA.

Pesquisas sobre tratamentos de superfícies com materiais bioativos têm mostrado resultados histomorfométricos e biomecânicos, a curto e a longo prazo, superiores aos observados para as superfícies não recobertas [2, 46]. Entretanto, é difícil concluir precisamente o que causa aumento na resposta óssea à uma superfície modificada,

principalmente nos implantes recobertos por HA, já que esse processo altera a química por adição de HA, mas simultaneamente, pode alterar a micro e nanorrugosidade. Além disso, dependendo do processo de aplicação da HA, pode ocorrer alteração na física de superfície [41].

O tratamento térmico empregado sobre a superfície dos implantes após a deposição de HA possui a finalidade de aumentar a sua cristalinidade e, portanto, reduzir a solubilidade [47, 48, 49]. Por outro lado, na ausência de tratamento térmico, a cristalinidade da HA é menor e esta torna-se, portanto, mais semelhante à HA biológica e mais solúvel. Além disso, em temperaturas mais baixas ocorre uma redução da degradação dos fosfatos, com conseqüente aumento da sua bioatividade [26]. Essas características da ausência de tratamento térmico provavelmente estão relacionadas com os melhores resultados de formação óssea observados no grupo SHAST.

Considerando a importância da modificação físico-química das superfícies para favorecer o processo de osseointegração, principalmente em áreas de baixa qualidade e quantidade óssea e nos casos de carga protética imediata ou precoce, mais estudos são necessários para demonstrar o comportamento histológico das mesmas, bem como a sua estabilidade durante a função.



2.8. CONCLUSÃO

2.8 Conclusões

- As superfícies modificadas SL, SHAST e SHACT favoreceram a interação entre tecido ósseo e implante nos períodos de 30 e 60 dias.
- Para SL, SHAST e SHACT, o rompimento promovido pelo ensaio biomecânico ocorreu na interface osso/osso.
- A SHAST apresentou maior atividade biológica, reduzindo o tempo de osseointegração, principalmente no período de 30 dias.



2.9. REFERÊNCIAS

2.9 Referências³

1. Bergkivist G, Sahlholm S, Nilner K, Lindh C. Implant-supported fixed prostheses in the edentulous maxilla 2-year clinical and radiological follow-up of treatment with non-submerged ITI implants. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15: 351-9.
2. Coelho PG, Cardaropoli G, Suzuki M, Lemons JE. Early healing of nanothickness bioceramic coatings on dental implants. An experimental study em dogs. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;88(2):387-93.
3. Thomas K, Cook SD. Relationship between surface characteristics and the degree of bone-implant integration. *J Biomed Mater Res* 1992; 26 (6): 831-833.
4. 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.
5. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1998; 13(5): 611-619.
6. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). *Clin Oral Implants Res* 2001; 12 (3): 196-201.
7. Buser D, Mericske-stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8(3): 161-72.
8. Braga FJC, Marques RFC, Filho EA, Guastaldi AC. Surface modification of Ti dental implants by Nd:YVO₄ laser irradiation. *Appl Surf Sci* 2007; 253(23): 9203-

³ Normas da revista científica *Acta Biomaterialia: Structure-Property-Function Relationships in Biomaterials* (Anexo B).

- 9208.
9. Cho SA Jung, SK. A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia. *Biomaterials* 2003; 24 (26): 4859-63.
 10. Hallgren C, Reimers H, Chakarov D, Gold J, Wennerberg A. An in vivo study of bone response to implants topographically modified by laser micromachining. *Biomaterials* 2003; 24 (5): 701-10.
 11. 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): 536-43.
 12. Grizon F, Aguado E, Huré G, Baslé MF, Chappard D. Enhanced bone integration of implants with increased surface roughness: a long term study in the sheep. *J Dent* 2002; 30 (5-6): 195-203.
 13. Zechner W, Tang L S, Furst G, Tepper G, Thams U, Mailath G, Watzek G. Osseous healing characteristics of three different implant types. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14(2): 150-7.
 14. Klokkevold PR, Johnson P, Dadgostari S, Caputo A, Davies JE, Nishimura RD. Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12 (4): 350-357.
 15. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Kroll JJ. A histomorphometrical and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surfaces topographies. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6: 24-30.
 16. Placko HE, Mishra S, Weimer JJ, Lucas LC. Surface characterization of titanium-based implant materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 355-63.
 17. Trisi P, Lazzara R, Rebaudi A, Rao W, Testori T, Porter SS. Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the

- human maxilla. *J Periodontol* 2003; 74: 945- 56.
18. Picraux ST, Pope LE. Tailored surface modification by ion implantation and laser treatment. *Science* 1984; 226 (4675): 615-22.
19. György E, Pérez Del Pino A, Serra P, Morenza JL. Chemical composition of dome-shaped structures grown on titanium by multi-pulse Nd:YAG laser irradiation. *Appl Surface Sci* 2004; 222: 415-422.
20. Gagli A, Schultes G, Muller WD, Karcher H. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces - a comparative study. *Biomaterials* 2000; 21 (10): 1067-1073.
21. Neo M, Kotani S, Fujita Y, Nakamura T, Yamamuro T, Bando Y, Ohtsuki C, Kokubo T. Differences in ceramic-bone interface between surface-active ceramics and resorbable ceramics: a study by scanning and transmission electron microscopy. *J Biomed Mater Res* 1992; 26(2):255-67.
22. Neo M, Nakamura T, Ohtsuk C, Kokubo T, Yamamuro T. Apatite formation on three kinds of bioactive material at an early stage in vivo: a comparative study by transmission electron microscopy. *J Biomed Mater Res* 1993; 27 (8): 999-1006.
23. Lee IS, Kim DH, Kim HE, Jung YC, Han CH (2). Biological performance of calcium phosphate films formed on commercially pure Ti by electron-beam evaporation. *Biomaterials* 2002; 23:609-15.
24. Macdonald DE, Betts F, Stranick M, Doty S, Boskey AL. Physicochemical study of plasma-sprayed hydroxyapatite-coated implants in humans. *J Biomed Mater Res* 2001; 54 (4): 480-490.
25. Guo L, LI H. Fabrication and characterization of thin nano-hydroxyapatite coatings on titanium. *Surf. Coatings Technol.* 2004; 185: 268-274.
26. Barrere F, Layrolle P, Van Blitterswijk CA. Biomimetic coatings on titanium: a

- crystal growth study of octacalcium phosphate. *J Materials Sci Mater Med* 2001; 12(6): 529-34.
27. Legeros RZ. Properties of Osteoconductive Biomaterials: Calcium Phosphates. *Clin Orthop Relat Res* 2002; 395: 81-98.
28. Aparecida AH, Fook MVL, Santos ML, Guastaldi AC. Influência dos íons K^+ e Mg^{2+} na obtenção de apatitas biomiméticas. *Ecl Quím* 2005; 30 (4): 13-18.
29. Abe Y, Kokubo T, Yamamuro T. Apatite Coating on Ceramics, Metals and Polymers Utilizing A Biological Process. *J Mater Sci Mater Med* 1990; 1(4): 233-38.
30. Kokubo T, Takadama H. How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity? *Biomaterials* 2006; 27:2907-15.
31. Noguerras-Bayona J, Gil FJ, Salsench J, Martinez-Gomis J. Roughness and bonding strength of bioactive apatite layer on dental implants. *Implant Dent* 2004; 13 (2): 185-189.
32. Kim HW, Koh YH, Li LH, Lee S, Kim HE. Kim HW. Hydroxyapatite coatings on titanium substrate with titania buffer layer processed by sol-gel method. *Biomaterial*. 2004; 25: 2533-38.
33. Forsgren J, Svahn F, Jarmar T, Engkvist H. Formation and adhesion of biomimetic hydroxyapatite deposited on titanium substrates. *Acta Biomater* 2007; 3 (6):980-4.
34. Aparecida AH, Fook MVL, Santos ML, Guastaldi AC. Estudo da influência dos íons K^+ , Mg^{2+} , SO_4^{2-} e CO_3^{2-} na cristalização biomimética de fosfato de cálcio amorfo (ACP) e conversão a fosfato octacálcico (OCP). *Química Nova* 2007; 30: 892-96.
35. Aparecida AH, Fook MV, Guastaldi AC. Biomimetic apatite formation on Ultra-High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) using modified biomimetic solution. *J Mater Sci: Mater Med* 2009; 20 (6): 1215-22.
36. Park J, Lakes RS. Biomaterials. An introduction. New York: Springer Surface.

- Properties and adhesion 3 ed, 2007 p. 72-75.
37. Schneider GB, Zaharias R, Seabold D, Keller J, Stanford C. Differentiation of preosteoblasts in affected by implant surface microtopographies. *J Biomed Mater Res A* 2004; 69(3): 462-8.
 38. Faeda RS, Tavares HS, Sartori R, Guastaldi AC, Marcantonio E JR. Evaluation of titanium implants with surface modification by laser beam. Biomechanical study in rabbit tibias. *Braz Oral Res* 2009; 23(2):137-43.
 39. Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E. Effect of surface topology on the osseointegration of implants materials in trabecular bone. *J Biomed Mater Res* 1995; 29: 1567-75.
 40. 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: 551-7.
 41. Wennerberg A, Albrektsson T. Structural influence from calcium phosphate coatings and its possible effect on enhanced bone integration. *Acta Odontol Scand* 2009; 67: 333-40.
 42. Vercaigne S, Wolke JG, Naert I, Jansen JA. Bone healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxylapatite-coated oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9: 261-71.
 43. Kokubo T, Kim HM, Kawashita M. Novel bioactive materials with different mechanical properties. *Biomaterials* 2003; 24(13): 2161-75.
 44. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatment of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007; 23(7): 844-54.
 45. Faeda RS, Tavares HS, Sartori R, Guastaldi AC, Marcantonio E JR. Biological performance of chemical hydroxyapatite coating associated with implant surface

- modification by laser beam: biomechanical study in rabbit tibias. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67(8):1706-15.
46. Park YS, Yi KY, Lee IS, Han CH, Jung YC. The effects of ion beam-assisted deposition of hydroxyapatite on the grit-blasted surface of endosseous implants in rabbit tibiae. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2005; 20(1): 31-8.
47. Vallet-Regí M, González-Calbet JM. Calcium phosphates as substitution of bone tissues. *Progress Solid State Chem* 2004; 32(1-2): 1-31.
48. Nayar S, Sinha MK, Basu D, Sinha A. Synthesis and sintering of biomimetic hydroxyapatite nanoparticles for biomedical applications. *J Mater Sci Mater Med* 2006; 17:1063-1068.
49. Sandrini E, Giordano C, Busini V, Signorelli E, Cigada A. Apatite formation and cellular response of a novel bioactive titanium. *J Mater Sci Mater Med* 2007; 18: 1225-1237.



Figuras

Figuras

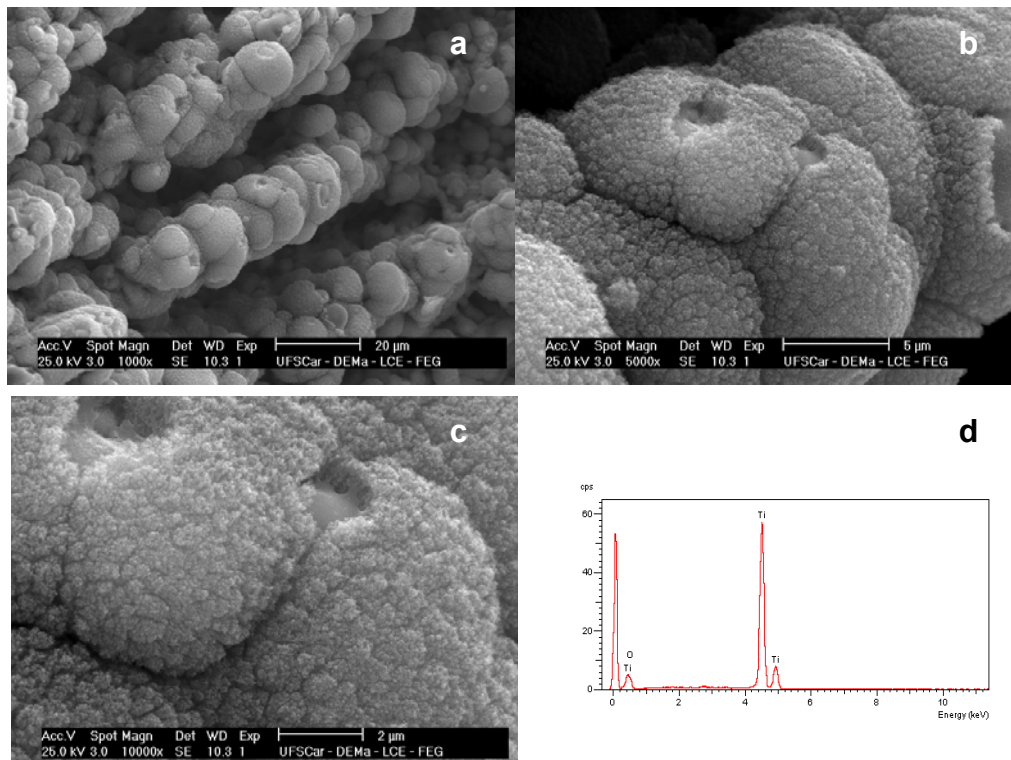


Figura 1 a, b, c – MEV: SL (1000X, 5000X e 10000X). d – EDX pré-implantação.

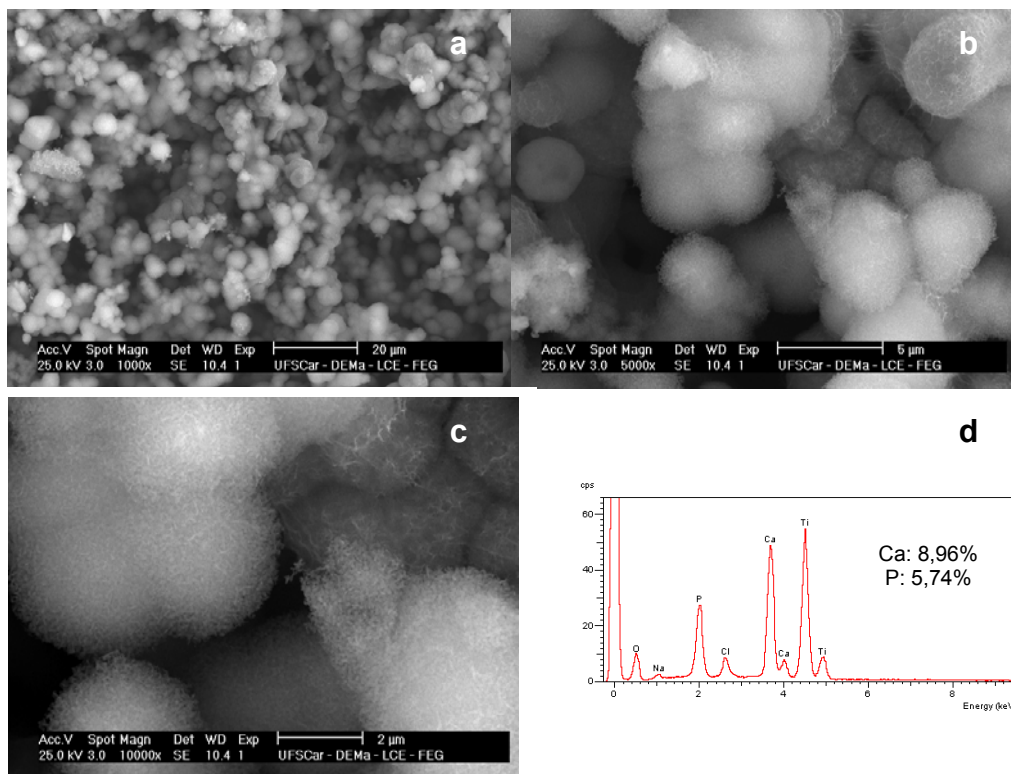


Figura 2 a, b, c – MEV: SHAST (1000X, 5000X e 10000X). d – EDX pré-implantação.

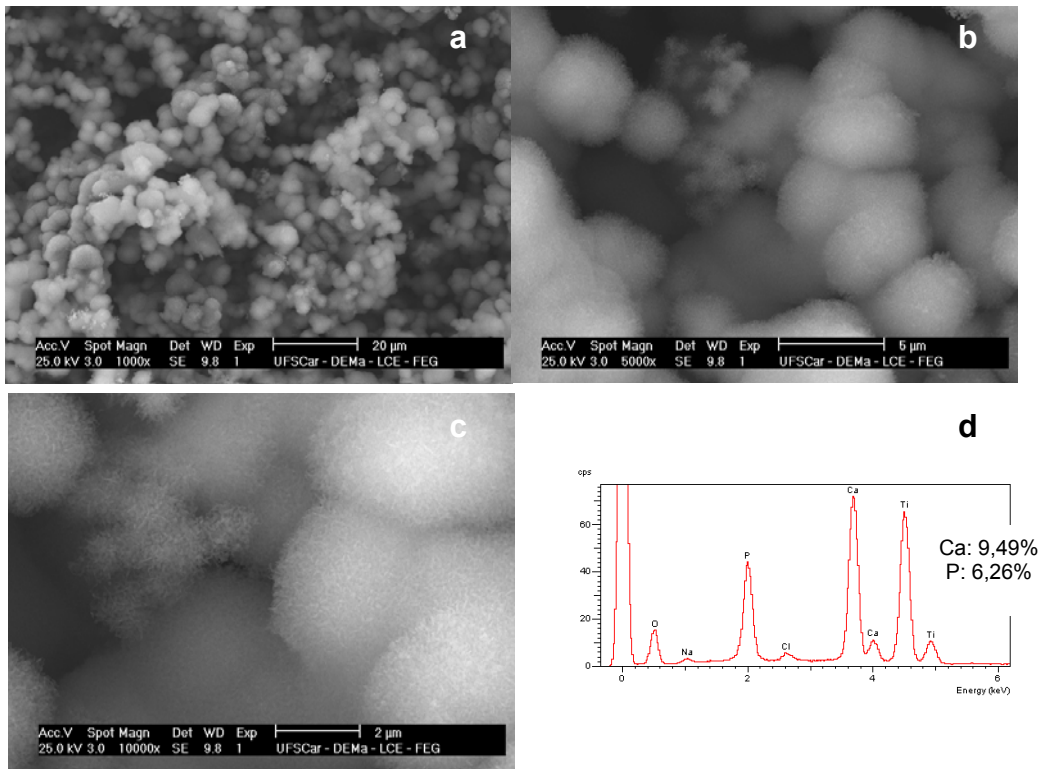


Figura 3 a, b, c – MEV: SHACT (1000X, 5000X e 10000X). d – EDX pré-implantação.

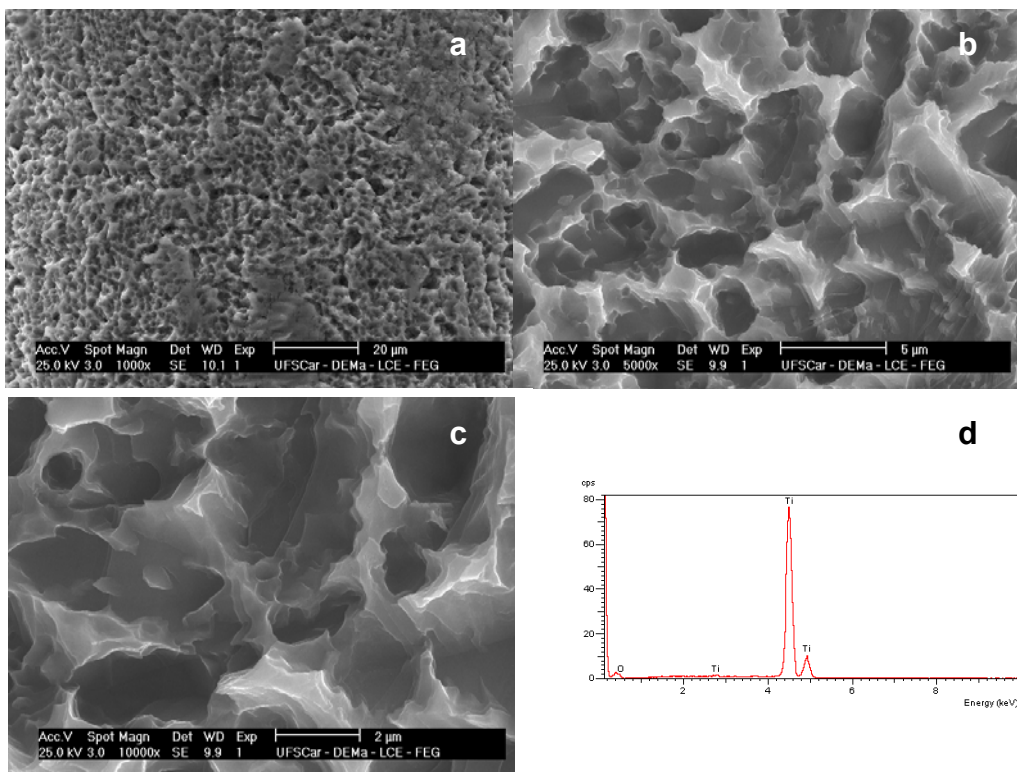


Figura 4 a, b, c – MEV: SA (1000X, 5000X e 10000X). d – EDX pré-implantação.

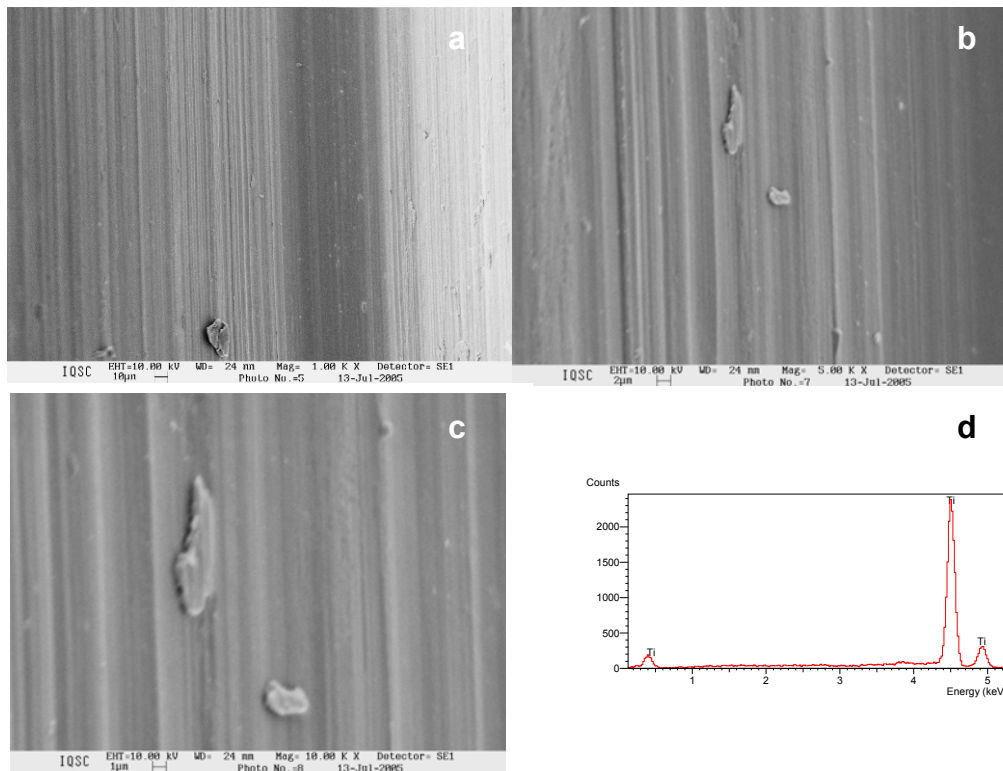
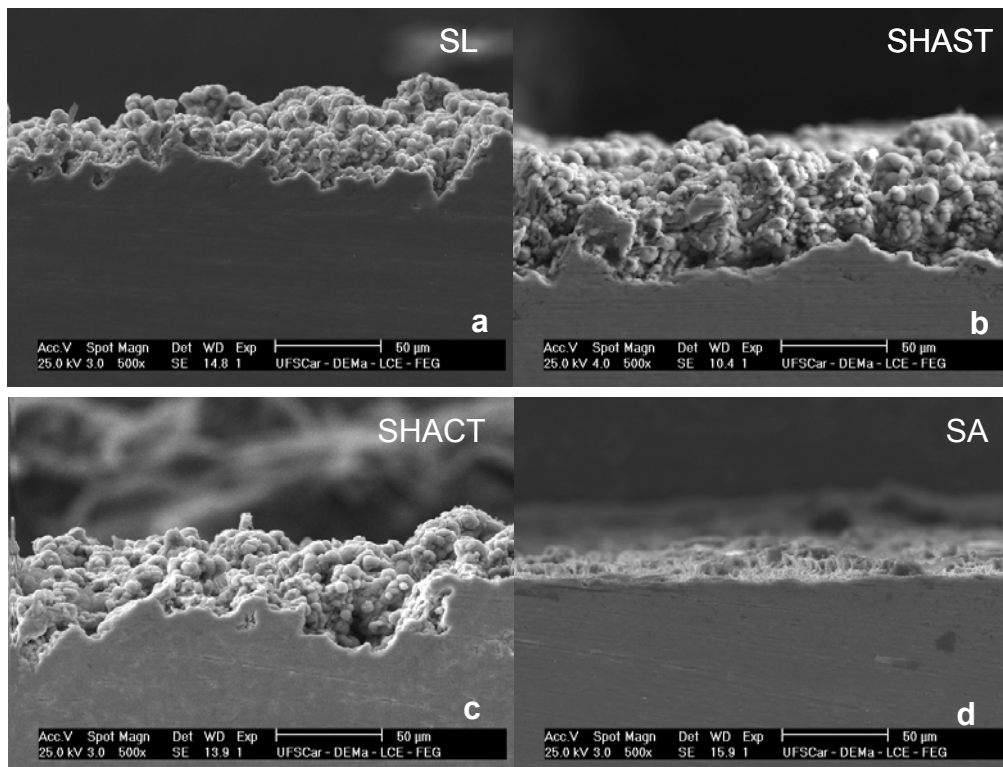


Figura 5 a, b, c – MEV: SU (1000X, 5000X e 10000X). d – EDX pré-implantação.



Figuras 6 a-d: MEV (seção transversal) das superfícies SL, SHAST, SHACT e SA, respectivamente (500X).

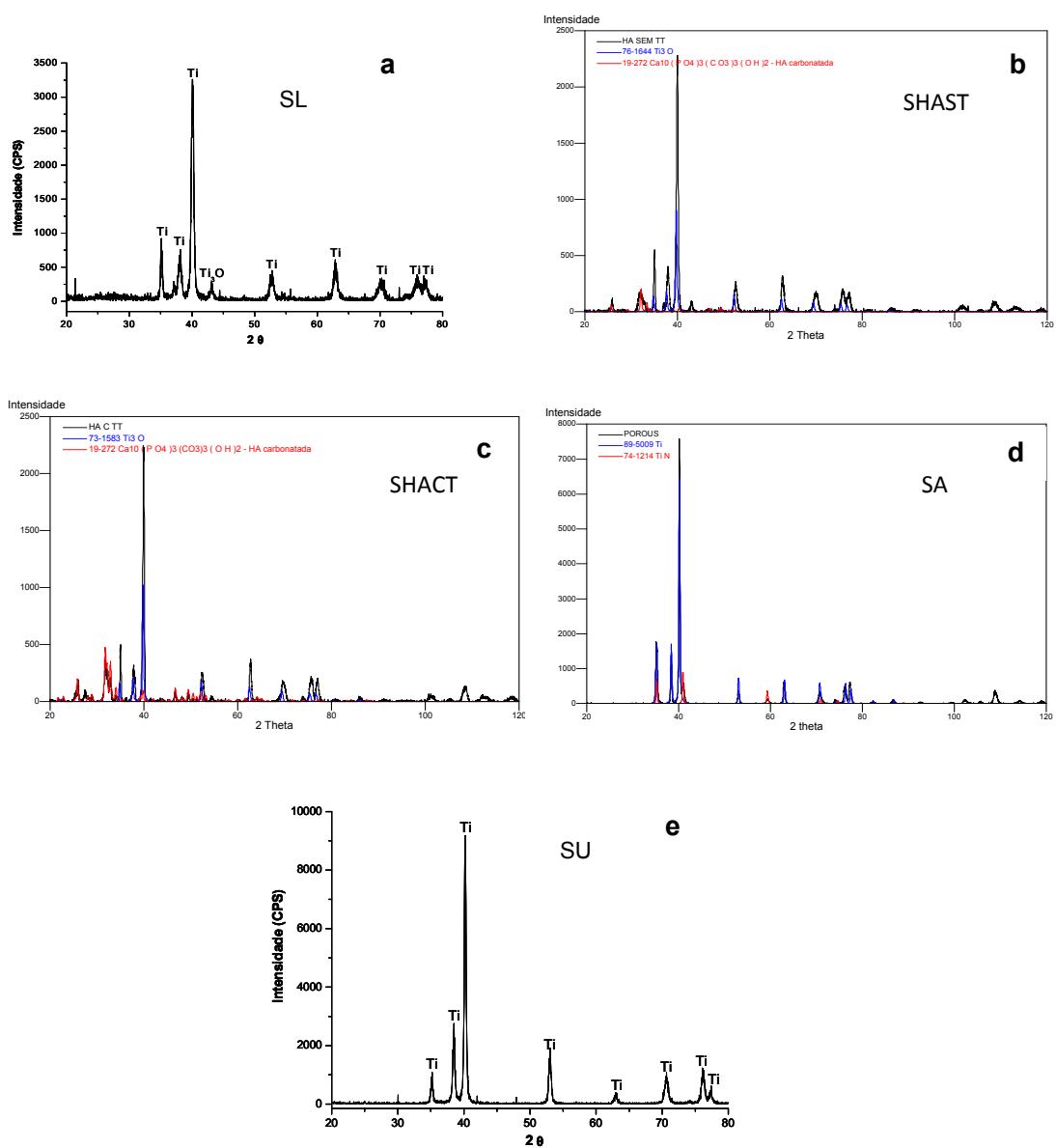


Figura 7 – DFX - (a) Difractometria da SL com picos de titânio e seus óxidos; (b) Difractometria da SHAST com picos de HA carbonatada de baixa cristalinidade; (c) Difractometria da SHACT com picos de HA carbonatada mais cristalina; (d) Difractometria da SA com picos de nitreto de Ti (TiN); (e) Difractometria da SU com picos de Ti.

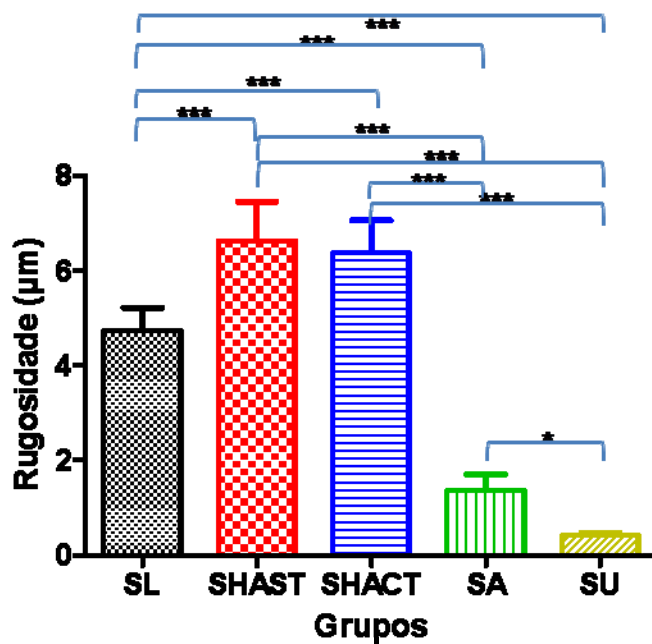


Figura 8: Rugosidade média e desvio-padrão (DP) das diferentes superfícies. Diferença significativa* ($p < 0,05$). ANOVA (one-way) e teste de Tukey.

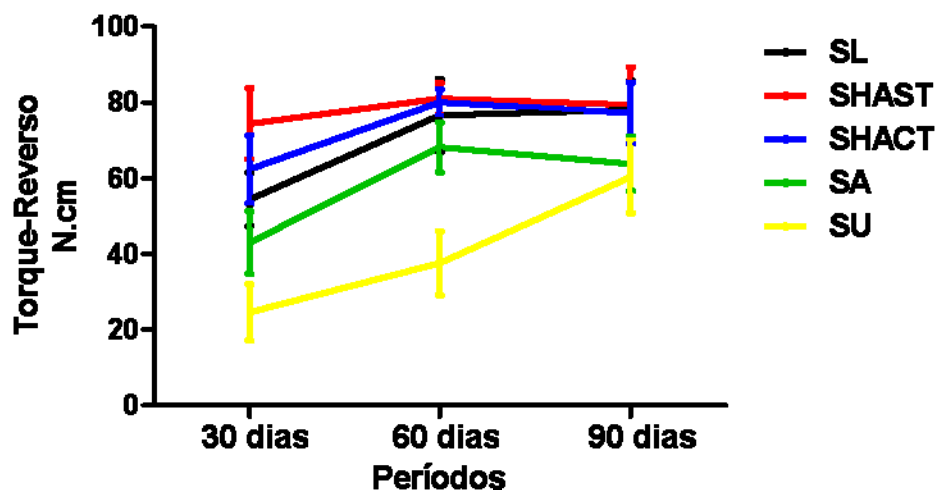


Figura 9: Médias e DP de torque-reverso (N.cm) para as superfícies analisadas, nos diferentes períodos. 30 dias: *SL<SHAST e ***SL>SU; ***SHAST>SA e >SU; *SHACT>SA e ***SHACT>SU; *SA>SU. 60 dias: ***SL, ***SHAST, ***SHACT e ***SA>SU. 90 dias: *SHAST>SU (*= $p < 0,05$; **= $p < 0,01$; ***= $P < 0,001$). ANOVA (One-way) e teste de Tukey ($p < 0,05$).

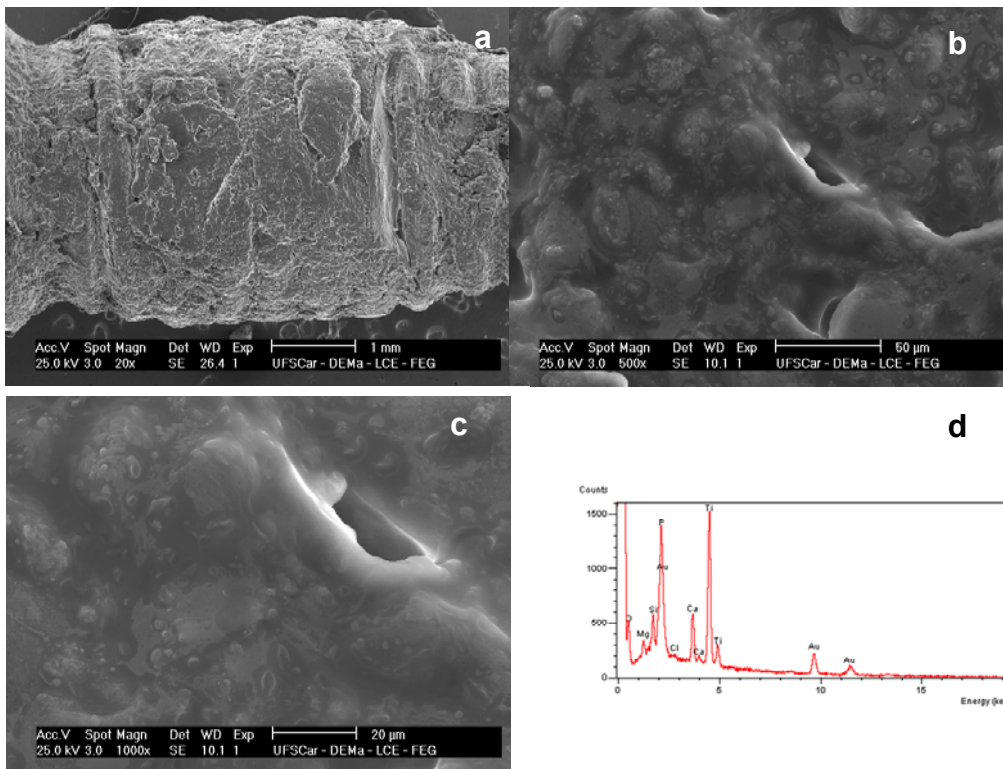


Figura 10 a, b, c – MEV: SL (20X, 500X e 1000X). d – EDX pós-implantação.

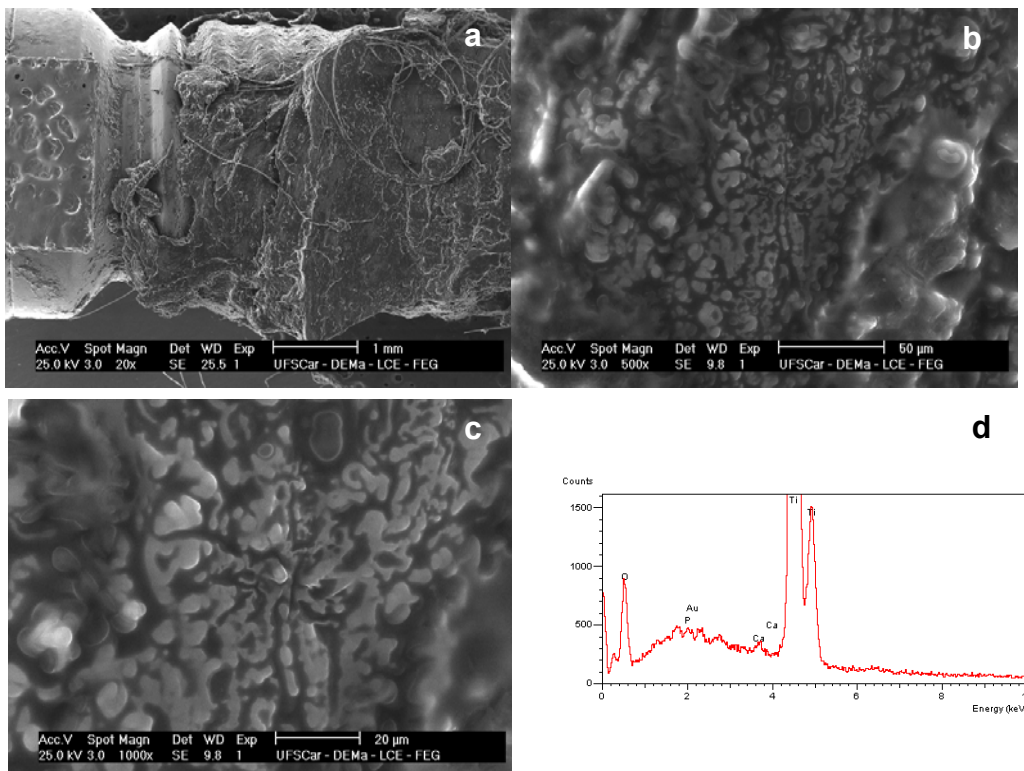


Figura 11 a, b, c – MEV: SHAST (20X, 500X e 1000X). d – EDX pós-implantação.

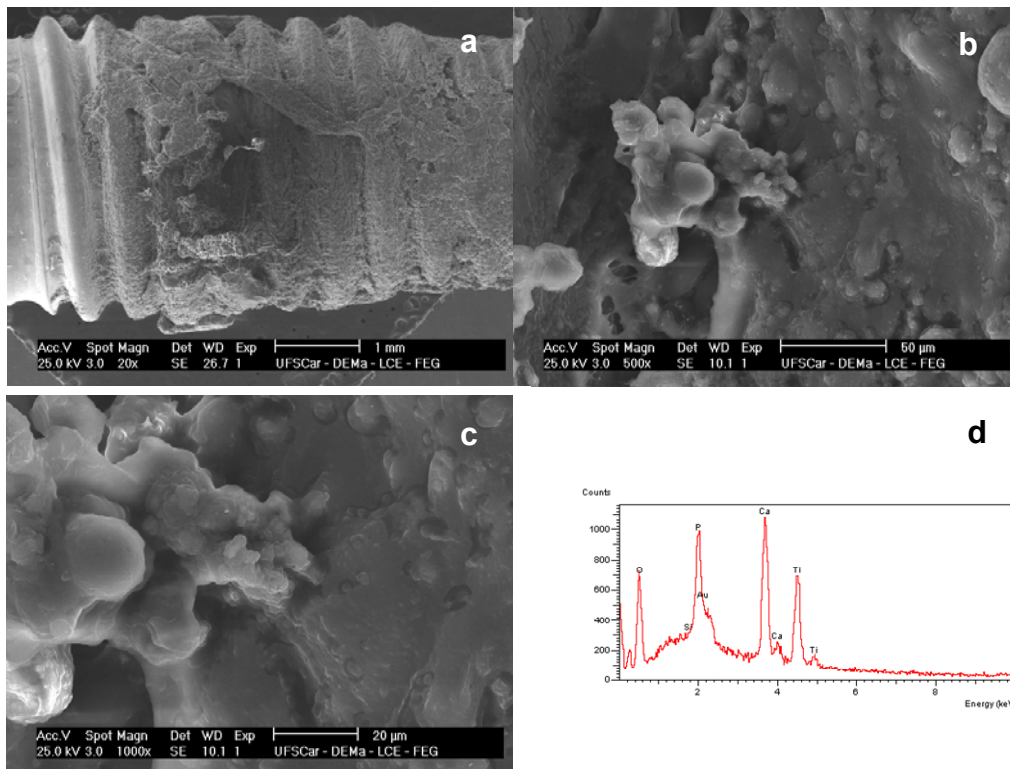


Figura 12 a, b, c – MEV: SHACT (20X, 500X e 1000X). d – EDX pós-implantação.

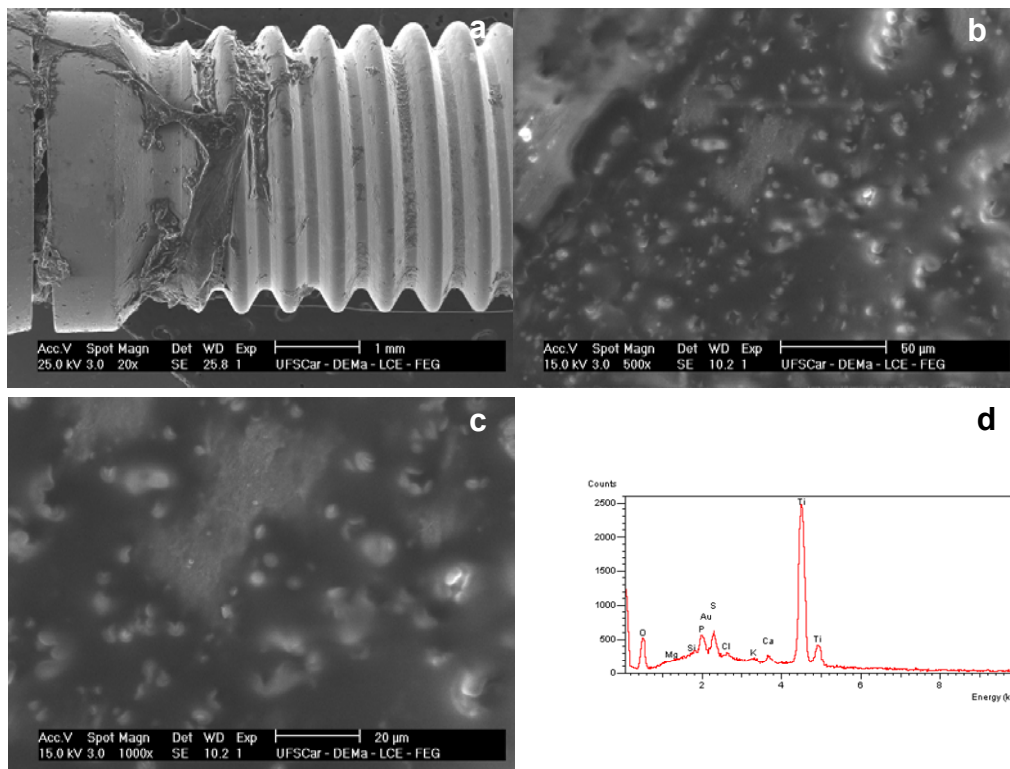


Figura 13 a, b, c – SA: MEV (20X, 500X e 1000X, respectivamente). d – EDX pós-implantação.

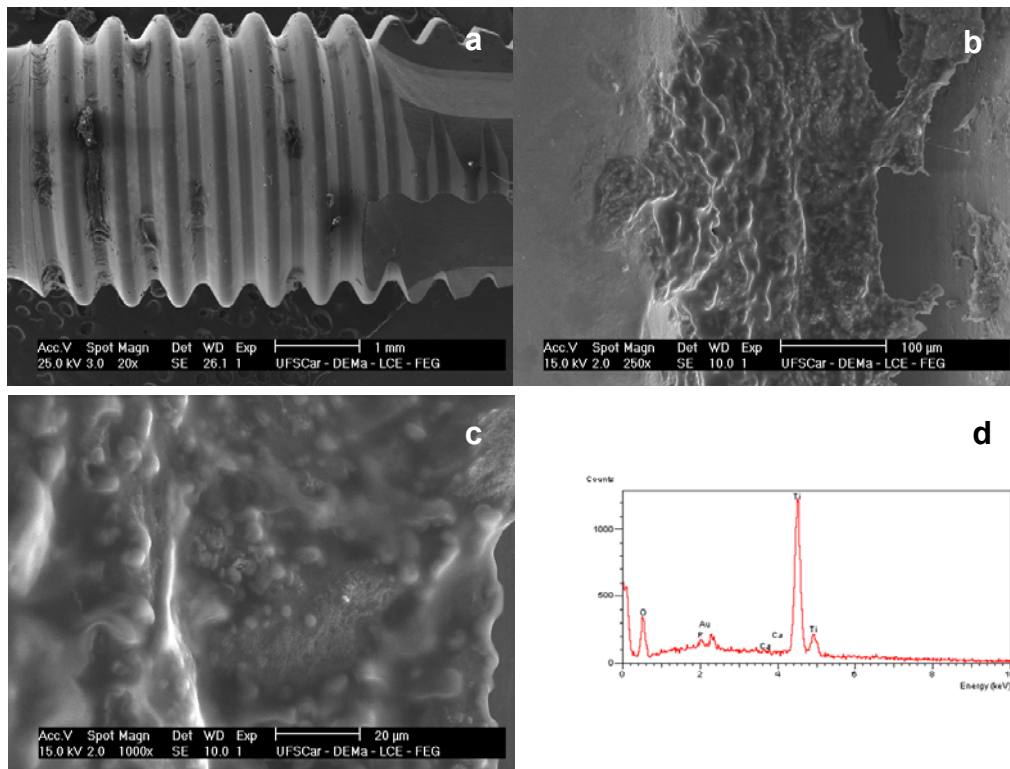


Figura 14 a, b, c – SU: MEV (20X, 500X e 1000X, respectivamente). d – EDX pós-implantação.

Tabelas

Tabela 1: Composição do plasma sanguíneo e da solução SFC utilizada ($\text{mmol}\cdot\text{dm}^{-3}$).

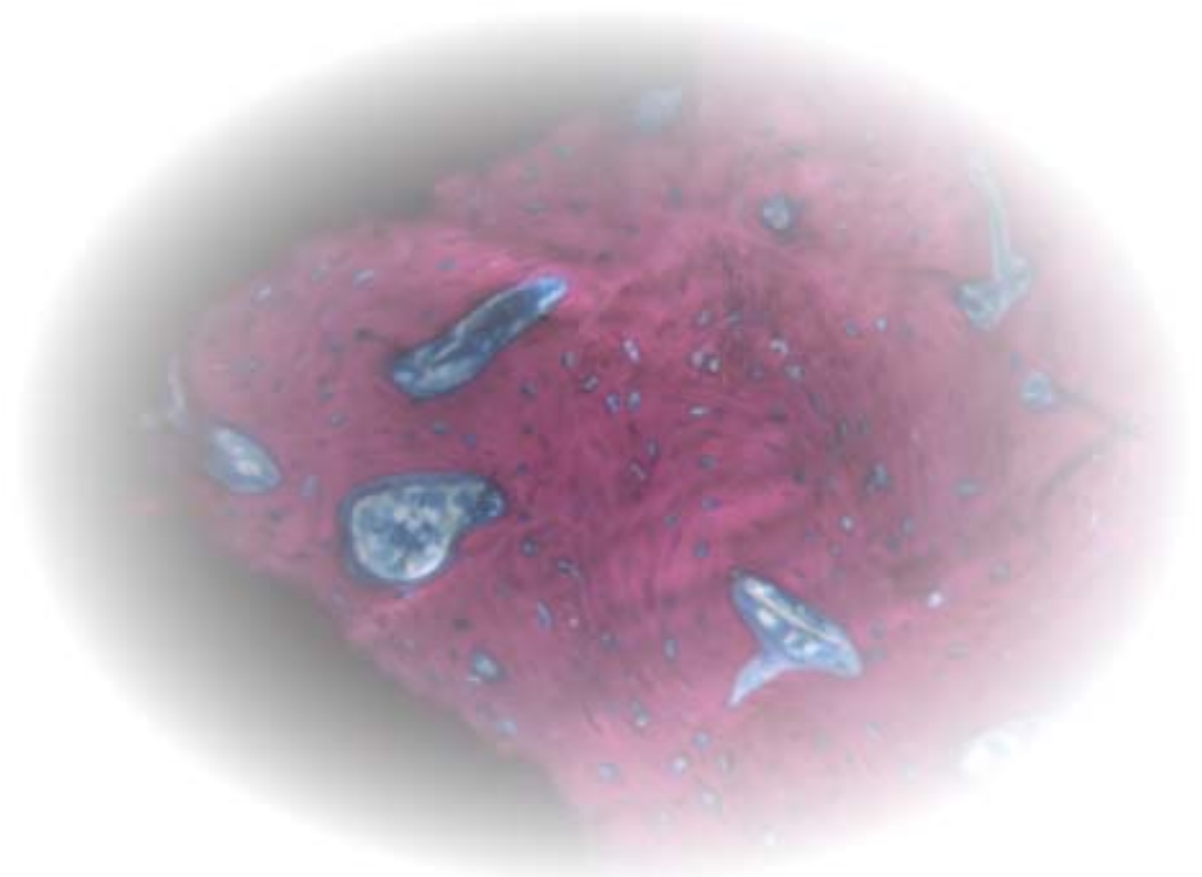
	Na^+	K^+	Ca^{2+}	Mg^{2+}	HCO_3^{2-}	Cl^-	HPO_4^{2-}	SO_4^{2-}
Plasma Sanguíneo	142,0	5,0	2,5	1,5	27,0	103,0	1,0	0,5
SFC	140,4	-	3,1	-	5,0	142,9	1,86	-

Tabela 2: Referências de ângulos de contato e condições de molhamento.

Ângulo de contato	Condição de molhamento
$\theta = 0$	molhamento completo
$0 < \theta < 90^\circ$	molhamento parcial
$\theta > 90^\circ$	não há molhamento

Tabela 3: Média e DP do ângulo de contato obtido para as diferentes superfícies.

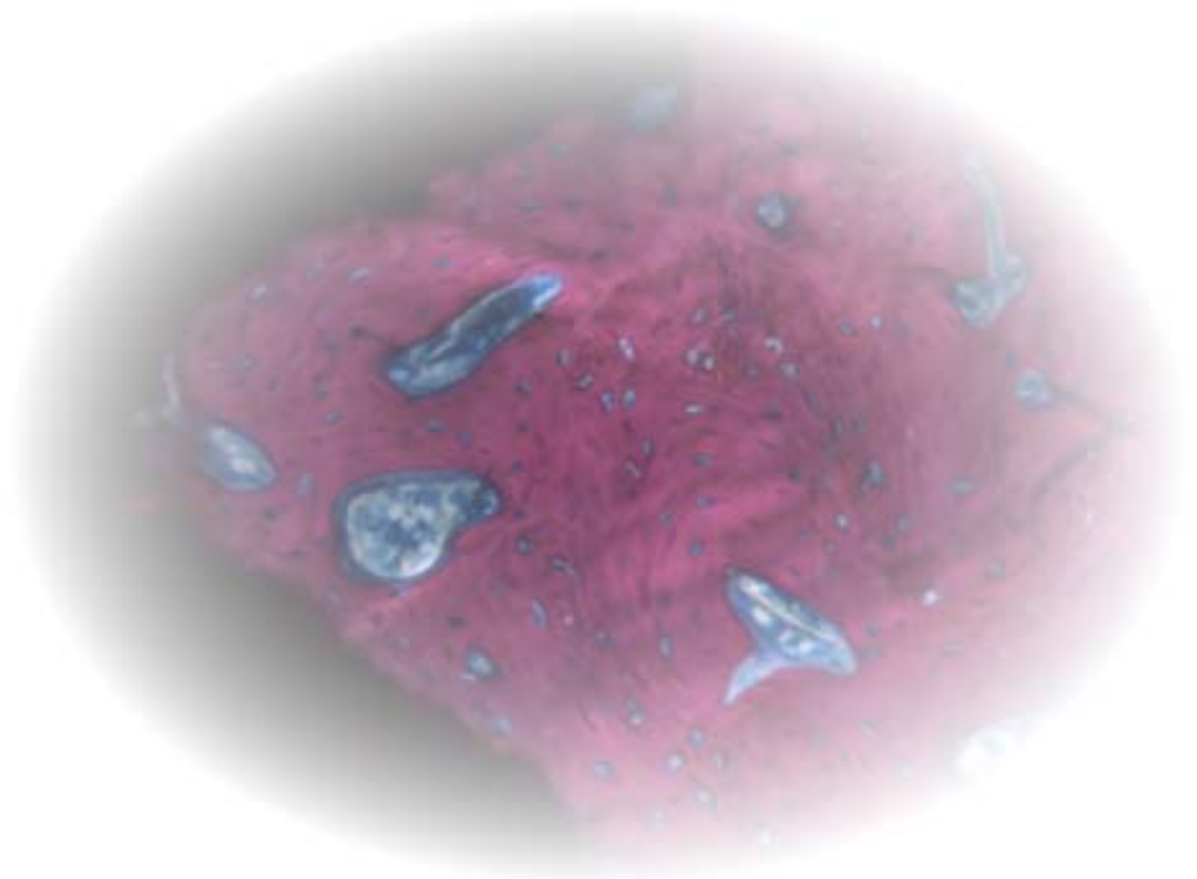
Superfícies	Ângulo de Contato			Média e DP
	1ª avaliação	2ª avaliação	3ª avaliação	
SL	0	0	0	0
SHABST	0	0	0	0
SHABCT	0	0	0	0
SA	106,8°	117,5°	132,9°	119,06° ± 13,12
SU	68,9°	81,2°	72,9°	74,3° ± 6,27



3. *CAPÍTULO 2:*

Estudo de implantes de Ticip com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatitas: análise

(Periódico: *Clinical Oral Implants Research*, Anexo C)



3.1. *RESUMO*

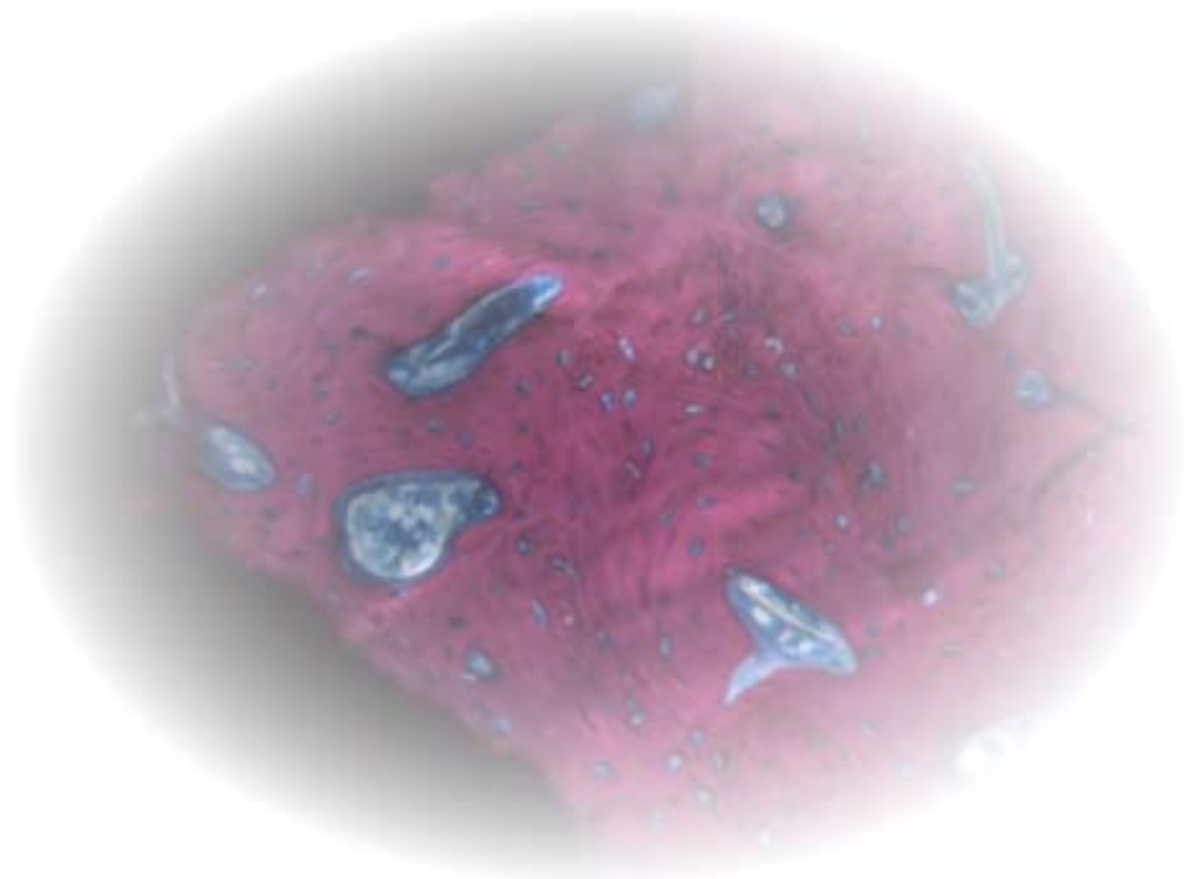
Queiroz TP. Estudo de implantes de Ticp com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatitas: análise histométrica em coelhos. [tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2010.

3.1 Resumo

O propósito deste estudo foi avaliar as superfícies de implantes de titânio comercialmente puro (Ticp) modificadas por feixe de laser (SL) sem e com deposição de hidroxiapatita (HA) pelo método biomimético, sem (SHAST) e com tratamento térmico (SHACT), comparando-as com implantes de superfície modificada por tratamento ácido (SA) e com superfície usinada (SU), empregando-se análise histométrica. Quarenta e cinco coelhos receberam 75 implantes, sendo 1 implante de cada superfície por tíbia. Após 30, 60 e 90 dias, os animais foram submetidos à eutanásia e o implante foi removido com o tecido ósseo ao redor. As amostras foram processadas para obtenção de cortes histológicos não-descalcificados. Foi realizada análise histométrica da extensão linear de contato osso/implante (ELCOI) e da área óssea (AO) entre as espiras da região cortical superior. A ELCOI dos implantes SL, SHAST e SHACT foi estatisticamente superior ($p < 0,001$) à ELCOI da SA e SU, nos três períodos de avaliação. Aos 30 e 60 dias SA foi superior à SU ($p < 0,05$). A AO da SHAST aos 30 dias foi estatisticamente superior a todos os demais grupos ($p < 0,01$). Aos 60 e 90 dias, a AO de SL, SHAST e SHACT foi superior à de SU e a AO de SL também foi superior à de SA ($p < 0,05$). Conclui-se que as superfícies modificadas SL, SHAST e SHACT favoreceram a interação entre tecido ósseo e implante e a formação óssea nos períodos de 30 e 60 dias e

que a SHAST apresentou maior atividade biológica, reduzindo o tempo de osseointegração.

Palavras-chave: Implante dentário; Propriedades de superfície; Lasers; Durapatita.



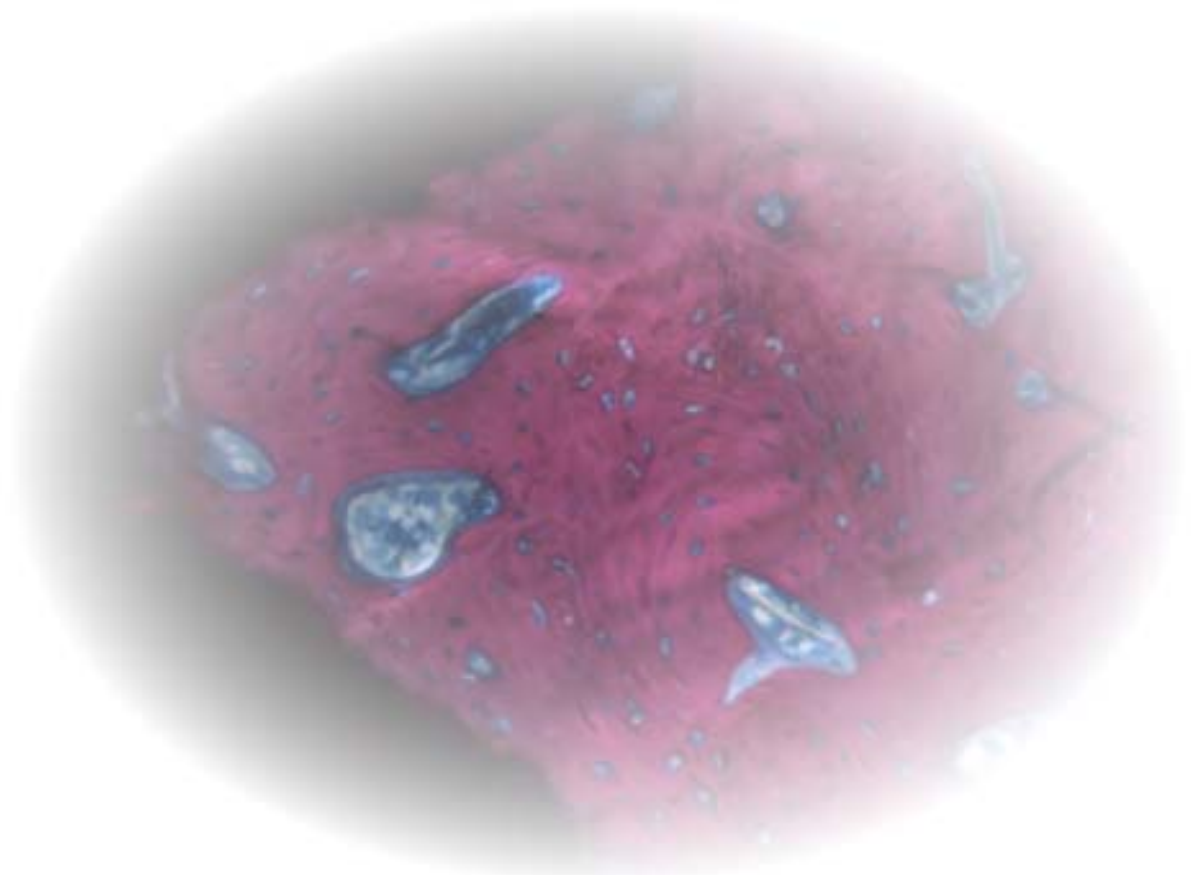
3.2. *ABSTRACT*

Queiroz TP. Study of cp Ti implants with surfaces modified by laser beam with and without chemical deposition of apatite: histomorphometric analysis in rabbits. [thesis]. Araçatuba: UNESP – Univ Estadual Paulista; 2010.

3.2 Abstract

The purpose of this study was to evaluate commercially pure titanium implants (cp Ti) with surface modified by laser beam (LS) without and with hydroxyapatite deposition by the biomimetic method, without (HAB) and with thermal treatment (HABT), and compare them with implants with surface modified by acid treatment (AS) and with machined surfaces (MS), employing histometric analysis. Forty-five rabbits received 75 implants (1 implant in each tibia). After 30, 60 and 90 days, the animals were euthanized and the implants and surrounding bone were removed and prepared by a non-decalcified histological process. The percentage of bone-implant contact (BIC) and the bone area (BA) formed between the threads were evaluated to the higher cortical region. BIC was statistically superior ($p < 0.001$) on the LS, HAB and HABT, compared with AS and MS, in three periods. At 30 and 60 days, BIC on the AS was significantly higher than the MS ($p < 0.05$). BA of HAB, at 30 days, was statistically superior to all other groups ($p < 0.01$). At 60 and 90 days, BA of LS, HAB and HABT was higher than the MS. BA of LS was also higher than AS ($p < 0.05$). It was concluded that the modified surfaces LS, HAB and HABT favored the interaction between bone tissue and implant in periods of 30 and 60 days. In addition, HAB showed a higher biological activity, reducing the time for osseointegration.

Keywords: Dental implantation; Surface properties; Lasers; Durapatite.



3.3. INTRODUÇÃO

3.3 Introdução⁷

As propriedades de superfície dos implantes dentários destacam-se como um dos seis mais importantes fatores para a incorporação do implante ao tecido ósseo (Albrektsson et al. 1981). Implantes de titânio comercialmente puro (Ticp) se destacam como materiais confiáveis para reabilitar áreas edêntulas dos maxilares, entretanto, eles requerem um longo período para osseointegração e a taxa de sucesso é dependente da qualidade tecidual óssea (Zarb & Schmitt 1991). Portanto, modificações de superfície dos implantes têm sido propostas para favorecer a atividade biológica e a formação óssea, principalmente em pacientes com alterações sistêmicas que comprometem a cicatrização e com tecido ósseo de baixa qualidade (Cho & Jung, 2003; Buser et al. 2004).

As propriedades topográficas e físico-químicas da superfície dos implantes são fundamentais nos estágios iniciais da osseointegração, pois são responsáveis pelas respostas biológicas do biomaterial (Ellingsen 2000). Formação óssea acelerada e mais resistente pode conferir melhor estabilidade durante o processo de reparo ósseo, permitindo a mais rápida colocação de carga sobre o implante (Wennerberg & Albrektsson, 2009).

Diferentes métodos para modificação de superfícies de implantes têm sido propostos, incluindo as técnicas que removem partículas do material (processo de subtração), como o tratamento ácido associado ou não ao jateamento com partículas de óxido de alumínio (Al_2O_3) ou com óxido de titânio (TiO_2) (Buser et al., 1997; Trisi et al. 2003), a oxidação anódica (Li et al. 2004) e a ablação a laser (Cho e Jung 2003; Faeda et al. 2009). Outras técnicas,

⁷ Normas da revista científica *Clinical Oral Implants Research* (Anexo C).

porém, adicionam material à superfície do implante (processo de adição), como os recobrimentos com HA e outros fosfatos de cálcio (Ca-P) (Faeda et al. 2009, Lin et al. 2009), superfícies de plasma spray de titânio (TPS) e de HA (Vercaigne et al. 1998).

A modificação de superfície com feixe de laser é um processo controlável e flexível, que pode favorecer a sua molhabilidade (Lawrence et al. 2006). Esse processo resulta no aumento da dureza, da resistência à corrosão e outras importantes propriedades de superfície dos implantes (Picraux & Pope 1984). Além disso, a irradiação com feixe de laser produz uma superfície com alto grau de pureza e com rugosidade suficiente para favorecer a osseointegração (Gaggi et al. 2000).

Outra modificação de superfície empregada para acelerar a osseointegração dos implantes e favorecer a interação com o tecido ósseo é o recobrimento com cerâmicas de Ca-P (Park et al. 2004). Após a implantação dessa superfície, ocorre a liberação de Ca-P na região peri-implantar, aumentando a saturação do fluido corpóreo com conseqüente precipitação de apatita biológica na superfície do implante (Daculsi et al. 2003). Essa camada de apatita deve conter proteínas endógenas e atuar como uma matriz para inserção e crescimento de células osteogênicas (Davies 2003).

A fixação biológica dos implantes ao tecido ósseo é mais rápida com os recobertos por Ca-P quando comparados aos sem recobrimento (Barrere et al. 2003), portanto, o processo de reparo ósseo ao redor dos implantes é acelerado pela formação de uma camada de apatita biológica sobre essa superfície. Vários métodos têm sido desenvolvidos e testados para o

recobrimento de implantes, destacando-se o plasma spray de HA, método sol-gel, deposição eletroforética e deposição biomimética (Junker et al. 2009).

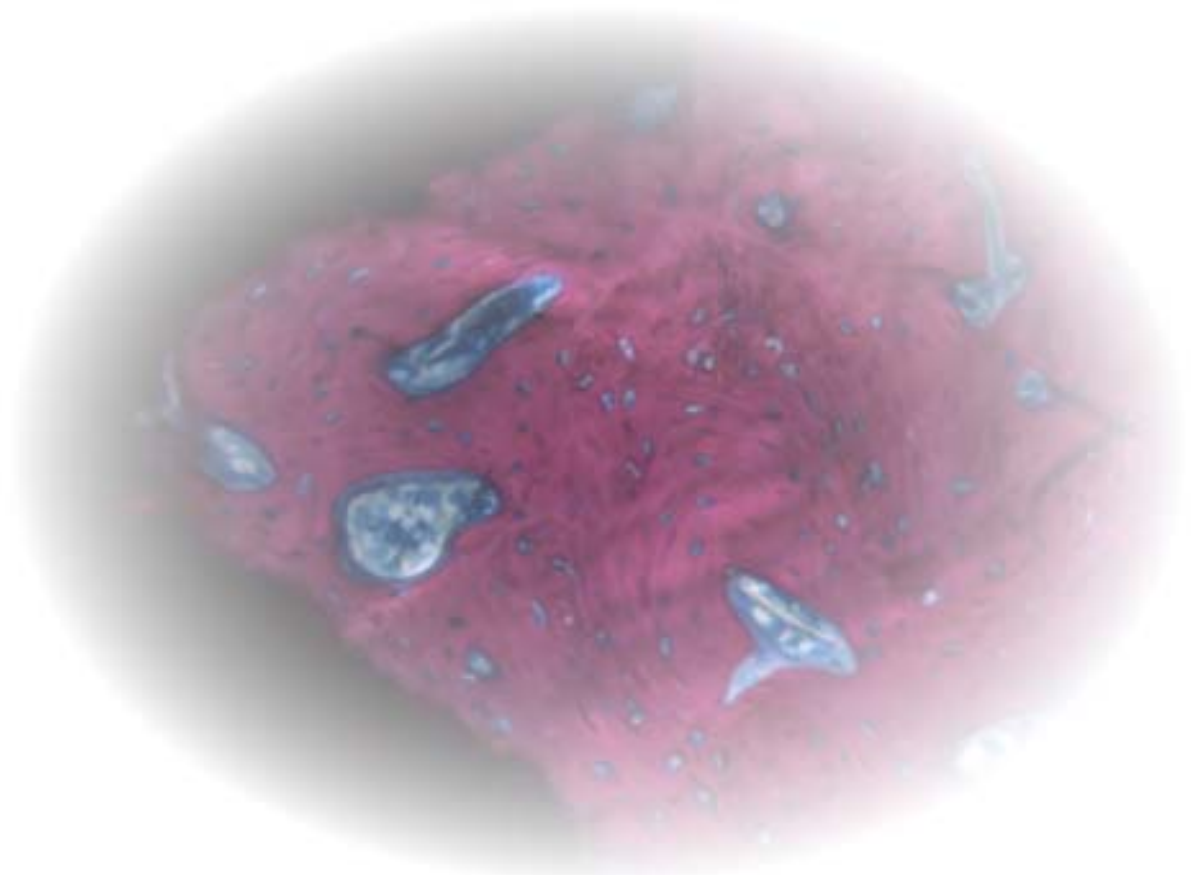
O método de deposição de HA mais destacado na literatura foi o plasma spray, com relatos de aumento na porcentagem de contato osso/implante quando comparados aos implantes não recobertos (Vidigal et al. 1999; Strnad et al. 2000). Entretanto, esse método apresenta consideráveis desvantagens devido às altas temperaturas utilizadas nesse processo, que altera a estrutura da HA e prejudica a adesão do recobrimento à superfície do implante (Palka et al. 1998).

Recentemente, o processo de recobrimento com HA pelo método biomimético tem se destacado por produzir uma camada homogênea de apatita semelhante ao osso, que potencializa a adesão ao substrato metálico (Wang et al. 2008). Esse método constitui uma das técnicas mais promissoras para a produção de biomateriais e consiste na imersão do substrato a ser recoberto em uma solução sintética denominada solução de fluido corpóreo (SFC ou simulated body fluid – SBF), que apresenta concentrações iônicas e pH similares ao plasma sanguíneo humano (Oyane et al. 2003).

A irradiação da superfície por feixe de laser previamente à deposição química de apatitas pelo método biomimético, favorece a ligação físico-química estável entre o recobrimento e a superfície do implante (Moritz et al. 2003). Isso ocorre devido à formação de óxidos de titânio na superfície do implante após a irradiação com feixe de laser e sua alta afinidade aos íons Ca e P presentes na SFC (Forsgren et al. 2007).

O desenvolvimento de superfícies tem sido proposto para favorecer o contato osso/implante e acelerar o reparo ósseo dessa interface, permitindo o

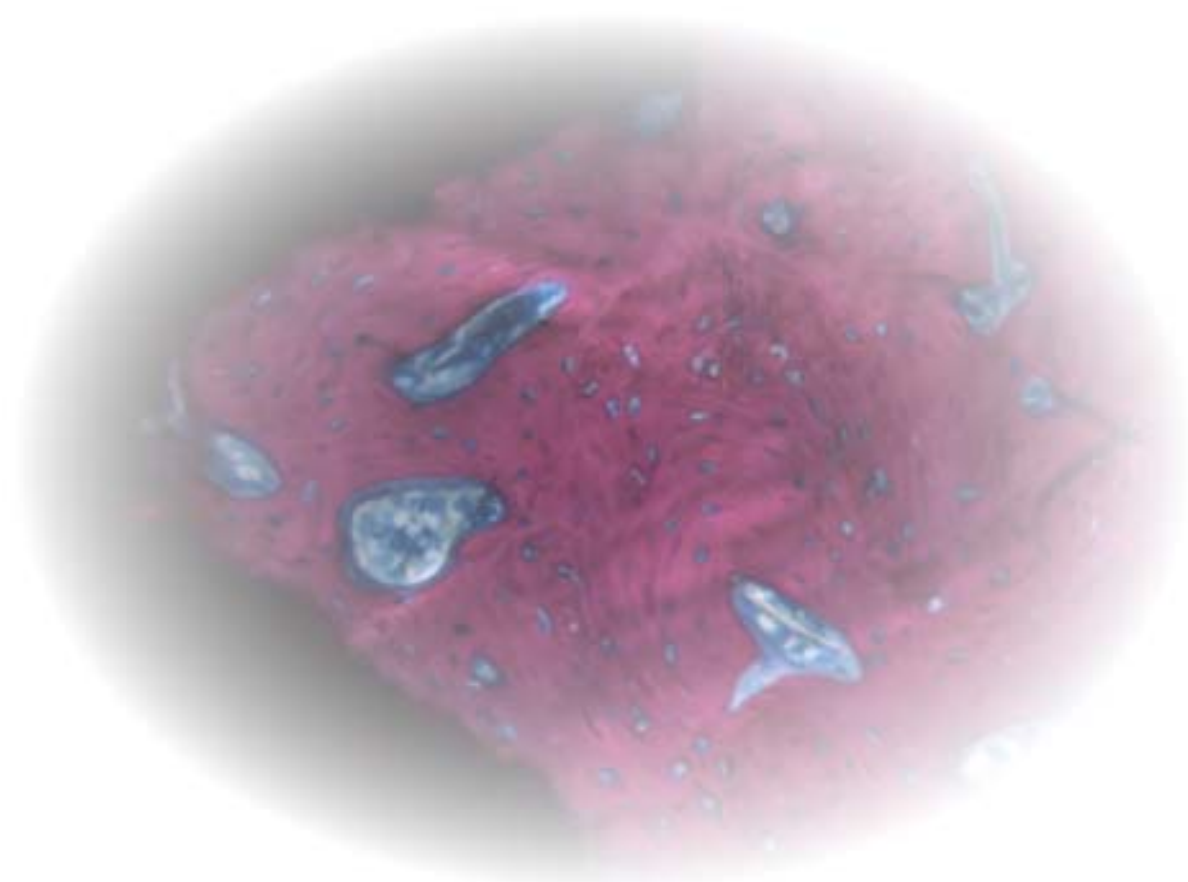
carregamento protético imediato ou precoce do implante, principalmente em pacientes com alterações sistêmicas significativas, que comprometem a adequada regeneração óssea, e nos casos de severa atrofia dos maxilares.



3.4. PROPOSIÇÃO

3.4 Proposição

O propósito deste estudo foi avaliar as superfícies de implantes de titânio comercialmente puro (Ticp) modificadas por feixe de laser (SL) sem e com deposição de hidroxiapatita pelo método biomimético, sem (SHAST) e com tratamento térmico (SHACT), comparando-as com implantes de superfície modificada por tratamento ácido (SA) e com superfície usinada (SU), empregando-se análise histométrica.



3.5. MATERIAL E MÉTODOS

3.5 Material e Métodos

3.5.1 Implantes

Foram utilizados neste estudo 75 implantes de hexágono externo, com diâmetro de 3,75mm, comprimento de 10 mm (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, São Paulo, Brasil) e com 5 diferentes superfícies, sendo 3, superfícies testes, que foram modificadas no Grupo de Biomateriais do Instituto de Química da Universidade Estadual Paulista de Araraquara – UNESP e as outras 2 comercialmente disponíveis, que constituíram os grupos controles, conforme destacado abaixo:

6- Implante de Ti cp modificado por Feixe de Laser (SL);

7- Implante de Ti cp modificado por Feixe de Laser associado à deposição de HA pelo método biomimético, sem tratamento térmico (SHAST);

8- Implante de Ti cp modificado por Feixe de Laser associado à deposição de HA pelo método biomimético, com tratamento térmico (SHACT);

9- Implante de Ti cp modificado por tratamento ácido (SA) (Master Porous), comercialmente disponível.

10-Implante de titânio comercialmente puro (Ti cp) e superfície usinada (SU), comercialmente disponível.

3.5.2 Preparação das Superfícies Testes: Modificação da Superfície por Feixe de Laser

Os implantes de Ticp foram fixados em torno rotatório, sob o equipamento de laser Yb pulsado 20W pulsado (Pulsed Ytterbium Fiber Laser, Sistema Omnimark 20F, Ominitek Tecnologia Ltda, São Paulo, Brasil), com os parâmetros de potência nominal de 140mJ e frequência de pulso de 20 KHz. O feixe de laser foi projetado sobre toda a superfície das espiras do implante, em

atmosfera ambiente.

3.5.3 Recobrimento por deposição de HA empregando-se o método biomimético.

As amostras foram imersas em 50 mL de solução de NaOH ($5,0 \text{ Mol.L}^{-1}$) na estufa por um período de 24 horas a $60 \text{ }^\circ\text{C}$, para a ativação da superfície. Os implantes foram mantidos em estufa por um período de 3 horas a 60°C , para secagem da superfície.

Posteriormente, os implantes foram imersos em solução de fluido corpóreo (SFC) modificada (Aparecida et al. 2007, 2009), que simula os fluidos corpóreos por apresentar composição iônica e pH semelhantes aos do plasma sanguíneo (Tabela 1). Os implantes permaneceram imersos nesta solução por um período de 4 dias, em estufa a 37°C e pH 7.25, para se obter um recobrimento composto por HA. A tabela 1 ilustra as concentrações iônicas da solução utilizada. A SFC foi trocada a cada 24 horas para que fosse mantida a quantidade de íons em solução.

Após o recobrimento dos implantes, metade deles foi submetida ao tratamento térmico a $600 \text{ }^\circ\text{C}$ por um período de 1 hora, em forno (EDG 3P-S 1800, EDG Equipamentos)

3.5.4 Caracterizações das Superfícies

Os implantes foram analisados quanto à topografia, previamente à instalação nos coelhos, por MEV (MEV modelo XL 30 TMP, FEG, Philips XL Series, com detector Oxford incaX-sight, Holanda, 97), com sistema de espectroscopia por espalhamento de energia dispersiva de raios X (EDX) acoplado, para análise semiquantitativa da composição química das superfícies. Além disso, discos de Ticp foram modificados com as diferentes

superfícies e analisados em seção transversal, por MEV, para a determinação da espessura média de 10 pontos mensurados nas superfícies.

A rugosidade média (R_m) de cada superfície foi analisada utilizando-se um rugosímetro digital (Mitutoyo SJ-400, Mitutoyo Sul Americana Ltda, São Paulo, Brasil). Os valores obtidos apresentaram distribuição normal (testados pelo teste de Kolmogorov-Smirnov) e foram comparados por meio da análise de variância (ANOVA one-way) e do teste de comparações múltiplas de Tukey ($p < 0,05$).

3.5.5 Animais e implantes

Foram utilizados 45 coelhos machos brancos (Nova Zelândia), variação *albinus*, com idade de aproximadamente 5 meses e peso corporal entre 3 e 4 Kg, que receberam 75 implantes (15 implantes de cada tipo de superfície), sendo 1 implante em cada tíbia (região epifisária). Os animais foram mantidos em gaiolas individuais com dieta padrão, ração sólida (Procoelho, Primor) e água "*ad libitum*" no Biotério da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP. O estudo foi submetido à aprovação do Comitê de Ética em Experimentação Animal da FOAR e recebeu parecer favorável ao seu desenvolvimento (protocolo número 2007-004959).

3.5.6 Cirurgia Experimental

Os animais foram mantidos em jejum durante 8 horas prévias ao procedimento cirúrgico, foram sedados pela combinação de 50mg/kg de Quetamina intramuscular (IM) (Vetaset – Fort Dodge Saúde Animal Ltda, Campinas, São Paulo, Brasil) e 5mg/Kg de cloridrato de xilazina (Dopaser – Laboratório Calier do Brasil Ltda – Osasco, São Paulo, Brasil).

Em seguida, foi realizada tricotomia em ambas as tíbias e antissepsia da

região a ser incisada com Polivinil Pirrolidona Iodo Degermante (PVPI 10%, Riodeine Degermante, Rioquímica, São José do Rio Preto), associado ao PVPI tópico. Em seguida, os animais receberam anestesia local por meio de cloridrato de mepivacaína (0.3 ml/Kg, Scandicaine 2% com adrenalina 1:100.000, Septodont, França) para auxiliar na hemostasia do campo operatório

Uma incisão de aproximadamente 3 cm de comprimento foi realizada na região proximal da tíbia, bilateralmente, e o tecido mole foi divulsionado em espessura total, expondo o tecido ósseo para instalação dos implantes.

Os leitos receptores foram preparados utilizando seqüência progressiva de fresas (lança, helicoidal de 2,0mm, piloto de 2,0/3,0mm e helicoidal de 3,0mm) (Conexão, São Paulo, Brasil), com irrigação por meio de solução de cloreto de sódio a 0,9% (Darrow, Rio de Janeiro, Brasil). Em seguida, foi instalado um implante de cada tipo de superfície por tíbia, bicorticalizando-o.

A sutura foi realizada em planos, empregando-se fio absorvível (Poligalactina 910 – Vycril 4.0, Ethicon, Johnson Prod., São José dos Campos, Brasil) com pontos contínuos no plano muscular e fio monofilamentar (Nylon 4.0, Ethicon, Johnson, São José dos Campos, Brasil) com pontos interrompidos no plano da derme.

No pós-operatório os animais receberam administração IM de Pentabiótico (0,1mL/Kg, Fort Dodge Saúde Animal Ltda, Campinas, São Paulo, Brasil) em dose única e de Dipirona Sódica (1mg/kg/dia, Ariston Indústrias Químicas e Farmacêuticas Ltda, São Paulo, Brasil) no total de 3 doses.

Nos períodos de 30, 60 e 90 dias pós-operatório, os animais foram submetidos à eutanásia por meio da administração IM de dose letal de

Quetamina.

3.5.7 Preparação das amostras e análise histométrica

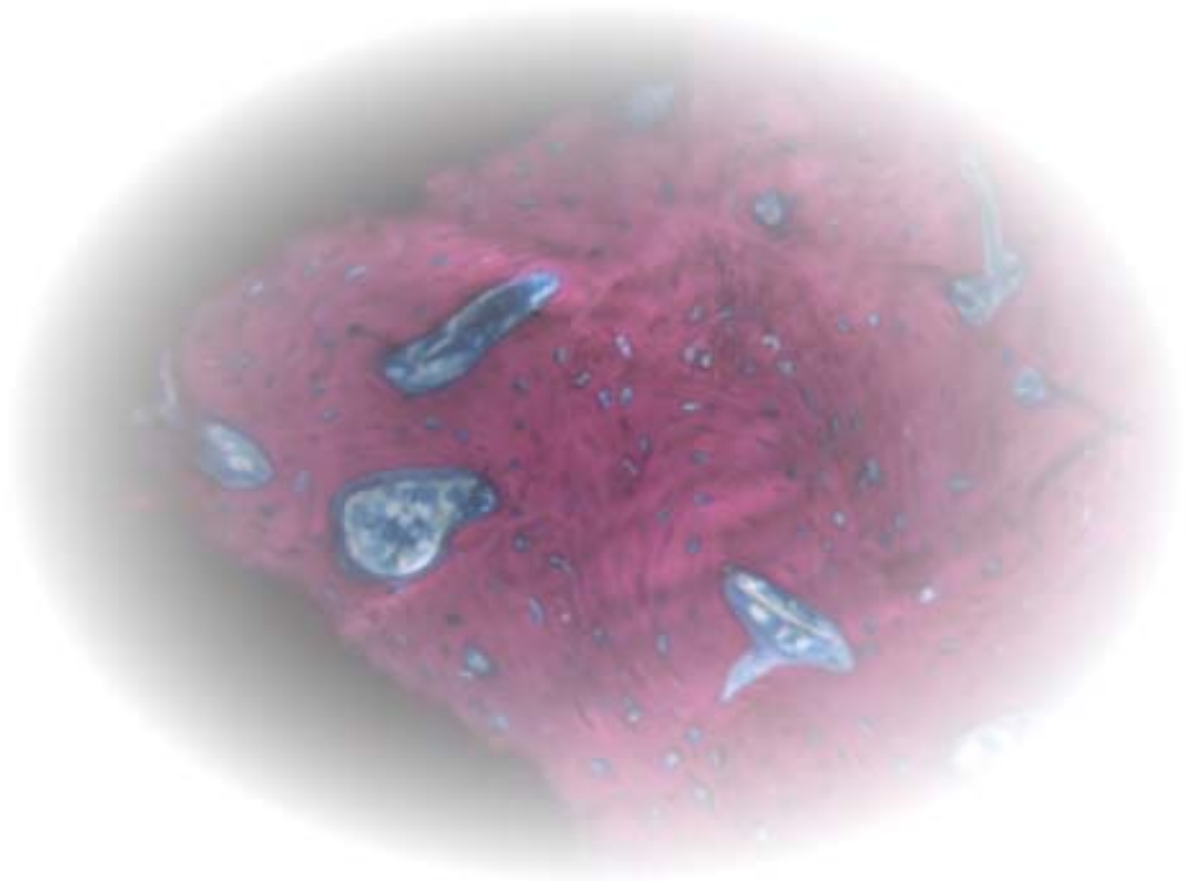
As amostras teciduais (interface osso/implante) foram removidas e colocadas em formalina neutra tamponada a 10%. Em seguida foi realizada a desidratação dessas peças em concentrações crescentes de etanol (60-100%) e, posteriormente, infiltração em resina fotopolimerizável (Technovit 7200 VLC, Kultzer Heraeus GmbH & Co., Wehrheim, Alemanha). Os blocos contendo implante e tecido ósseo peri-implantar foram cortados em um ponto central, empregando-se um sistema de corte e desgaste (Exakt Apparatebau, Hamburgo, Alemanha). As lâminas obtidas apresentaram espessura de aproximadamente 50 μm e foram coradas com azul de Estevenel e fucsina ácida. As imagens foram analisadas em microscópio óptico (DIASTAR, Leica Reichert & Jung products, Alemanha) e capturadas por meio de uma câmera fotográfica digital Leica Microsystems DFC-300-FX (Leica Microsystems, Alemanha), com resolução de 1.3 megapixels, acoplada ao microscópio de luz comum e ao computador.

As análises histométricas foram realizadas por meio do software de análise de imagens IMAGELAB 2000, versão 2.4. Foram calculadas, em porcentagem, a extensão linear de contato entre o tecido ósseo e a superfície do implante (ELCOI) e a área de tecido ósseo presente (AO) entre as 3 espiras mais coronárias (localizadas em osso cortical) de cada lado do implante.

Os valores de ELCOI e AO foram comparados para cada grupo entre si, nos 3 períodos e para os diferentes grupos em cada período de avaliação. Os dados obtidos em cada tipo de comparação foram submetidos ao teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov e apresentaram distribuição normal.

Portanto, esses valores foram submetidos à análise estatística de variância (ANOVA one-way) e ao teste de comparações múltiplas de Tukey ($\alpha=0,05$).

Uma peça de cada grupo do período de 30 dias foi processada novamente (utilizando-se a outra metade do bloco contendo o implante seccionado no ponto central), conforme descrito acima. As lâminas obtidas não receberam coloração e foram metalizadas para análise da distribuição e homogeneidade de Ca e P (mapeamento elementar), empregando-se MEV, EDX e a microsonda eletrônica acoplada.



3.6. RESULTADOS

3.6 Resultados

3.6.1 Topografia das superfícies pré-implantação nas tíbias (MEV, EDX e Rm)

O MEV das superfícies analisadas demonstrou diferenças topográficas entre elas. A SL, SHAST e SHACT (figura 1a-f), produziram superfícies rugosas e homogêneas com padrão morfológico regular e presença de partículas esféricas, sugerindo estruturas nanométricas. A análise por EDX não revelou qualquer contaminação nas superfícies dos implantes analisados e mostrou picos de titânio (Ti) e oxigênio (O) para SL. O EDX da SHAST e SHABT manteve as características da SL, diferenciando-se da mesma pela presença de picos referentes aos elementos cálcio (Ca) e fósforo (P), obtidos pela deposição química de Ca-P

A SA apresentou topografia com padrão de subtração e formação de microcavidades de diferentes profundidades e tamanhos, entretanto, mantendo-se uma rugosidade homogênea (figura 1 g,h). O EDX da SA revelou picos de Ti e O e da SU revelou picos de Ti (figura 1g-j).

A figura 2, por MEV, em seção transversal, mostra a espessura média das diferentes superfícies, sendo: SL ($21,76 \pm 9,05\mu\text{m}$), SHAST ($44,21 \pm 6,63\mu\text{m}$), SHACT ($35,31 \pm 9,77 \mu\text{m}$) e SA ($7,84 \pm 3,73 \mu\text{m}$). O MEV em seção transversal da SHAST e SHACT mostrou a presença de uma camada “híbrida”, composta pela irradiação com feixe de laser seguida pela deposição de HA, não permitindo distinguir os dois tratamentos de superfície isoladamente.

A análise microtopográfica revelou diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre a rugosidade da SHAST e SHACT ($6,61 \pm 0,84\mu\text{m}$ e $6,35 \pm$

0,7 μ m, respectivamente) quando comparadas à SL ($R_m = 4,73 \pm 0,48\mu\text{m}$), à SA ($R_m = 1,34 \pm 0,35\mu\text{m}$) e à SU ($0,4 \pm 0,06 \mu\text{m}$) e de SL quando comparada à SA e à SU (tabela 2).

3.6.2 Análise Histométrica

A ELCOI dos implantes SL, SHAST e SHACT foi estatisticamente superior ($p < 0,001$) à ELCOI da SA e SU, nos três períodos de avaliação. Aos 30 e 60 dias SA foi superior à SU ($p < 0,05$) (figura 3).

A AO da SHAST aos 30 dias foi estatisticamente superior a todos os demais grupos ($p < 0,01$). Nesse período, a AO da SL e da SA apresentou diferença estatística significativa quando comparada à AO da SU ($p < 0,01$ e $p < 0,001$, respectivamente). Aos 60 e 90 dias, a AO de SL, SHAST e SHACT foi superior à de SU ($p < 0,01$) e a AO de SL, aos 60 dias, também foi superior à de SA ($p < 0,05$). Aos 90 dias, a AO de SL e SHACT também diferiu significativamente de SA ($p < 0,01$) (figura 4).

Aos 30 dias, verifica-se que o tecido ósseo presente entre as espiras dos implantes SL, SHAST e SHACT, na região cortical, apresenta disposição regular e mais homogênea das fibras colágenas, com formação de lamelas concêntricas, características de tecido ósseo em fase de maturação. Além disso, observa-se significativa interface de contato sendo estabelecida entre essas superfícies e o tecido ósseo (figura 5 a,b,c). Também é possível notar nesses grupos pequenas áreas de tecido conjuntivo imaturo (corado pelo azul de Estevenel), com presença de osteoblastos dispostos em paliçada, sugerindo que os mesmos encontram-se em processo de síntese da matriz óssea (figura 5 a,b,c, setas). A SHAST, aos 30 dias, apresentou maior interface de contato com o tecido ósseo, embora não tenha apresentado diferença estatisticamente

significante e maior formação óssea entre as espiras ($p < 0,01$), quando comparada a todos os demais grupos.

Nos períodos de 60 e 90 dias para SL, SHAST e SHACT, verifica-se maior maturação tecidual e manutenção de significativa interface de contato entre as superfícies e o tecido ósseo (figura 5 f-h; l-n).

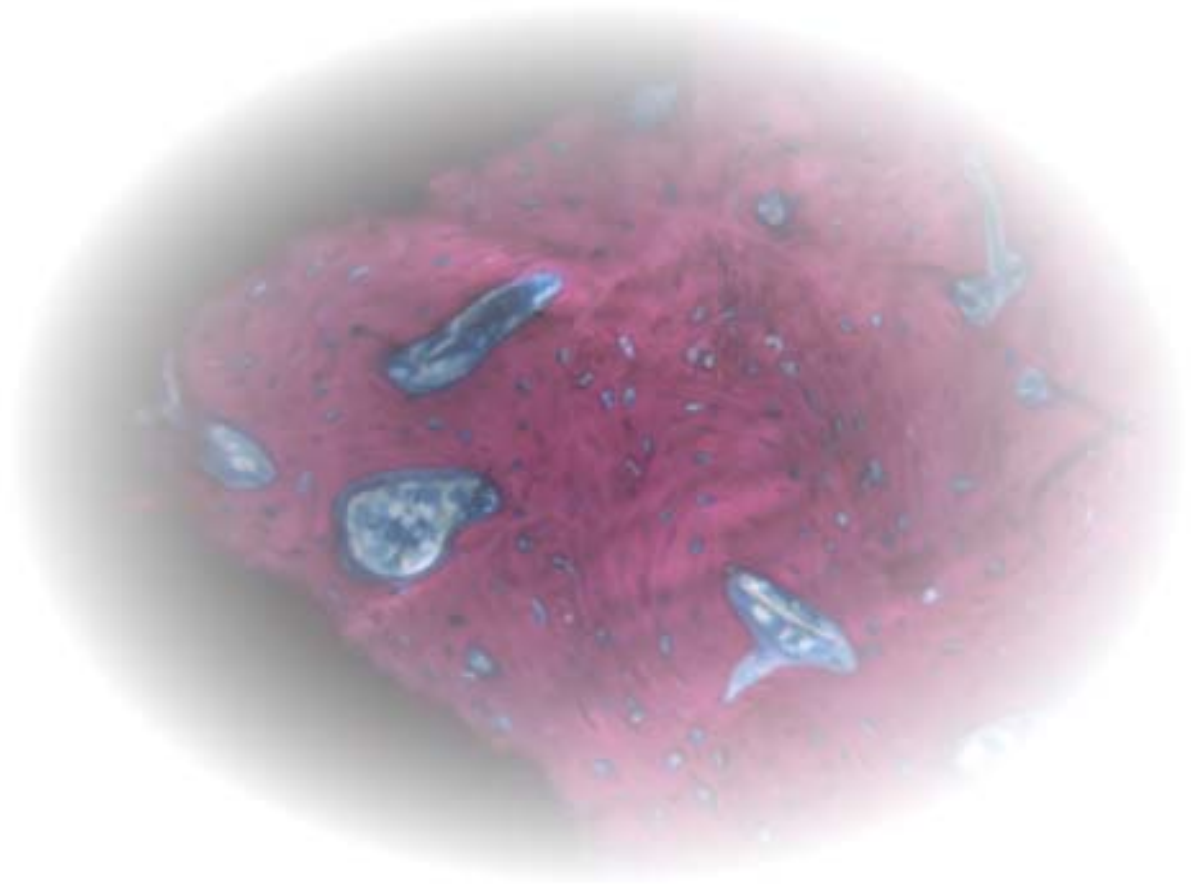
Para os grupos SA e SU, aos 30 dias, nota-se menor quantidade de trabéculas ósseas entre as espiras dos implantes, na região cortical, entremeadas por tecido conjuntivo imaturo (corado pelo azul de Estevenel) e uma menor extensão de contato dessas superfícies com o tecido ósseo. Além disso, verifica-se que as fibras colágenas estão dispostas menos ordenadamente e menor maturidade tecidual (figura 5 d,e). Em algumas regiões verifica-se nítida separação entre tecido ósseo pré-existente e tecido ósseo neoformado (figura 5 d, seta).

Aos 60 e 90 dias, o padrão ósseo de SA e SU é mais maduro, com maior interface de contato da superfície com o tecido ósseo, embora seja possível notar a presença de algumas áreas de tecido conjuntivo imaturo entre as trabéculas ósseas (figura 5 i,j; o,p) e a permanência de tecido ósseo pré-existente, ainda não remodelado em algumas regiões (figura 5 o,*).

Na comparação de cada grupo entre si, nos diferentes períodos, verificou-se que a ELCOI e a AO do grupo SU diferiu significativamente nos períodos de 30 para 60 dias e de 30 e 60 para 90 dias. A ELCOI da SHACT diferiu significativamente de 30 e 60 para 90 dias e a AO diferiu entre todos os períodos. Para SA, a diferença foi observada apenas na ELCOI na comparação entre os períodos de 60 e 90 dias e para o grupo SL, a diferença foi observada somente na AO entre os diferentes períodos (tabelas 3 e 4).

3.6.3 Mapeamento elementar

A análise da distribuição e homogeneidade de Ca e P das lâminas revelou presença de altos picos desses elementos em todos os grupos, destacando-se as cores azul para o Ti, vermelho para o P e verde para o Ca. A sobreposição das imagens dos diferentes elementos para cada grupo está destacada na figura 6 a-j.



3.7. DISCUSSÃO

3.7 Discussão

Os implantes usinados são estabilizados no tecido ósseo por meio do crescimento ósseo em pequenas irregularidades na sua superfície, caracterizando uma união biomecânica. Portanto, em implantes com pequena rugosidade, a interação com o tecido ósseo é tempo-dependente, o que constitui um aspecto negativo dessas superfícies (Albrektsson & Wennerberg, 2004; Albrektsson 2008). Dessa forma, modificações de superfícies de implantes são relevantes para favorecer a osseointegração em períodos de tempo mais curtos e, conseqüentemente, permitir a reabilitação implantossuportada mais precocemente, principalmente nos casos de limitada disponibilidade óssea.

O processo de tratamento de superfícies de implantes com laser foi descrito por alguns autores (Cho & Jung 2003; Faeda et al. 2009; Palmquist et al. 2010), que obtiveram melhores resultados de ancoragem óssea e maiores valores de torque reverso dos implantes tratados com laser quando comparados aos implantes usinados.

Faeda et al. (2009) observaram, pelo teste de torque de remoção, os efeitos do tratamento de superfície criado por ablação a laser (Nd:YAG) seguido pela deposição de HA por um processo químico, comparados aos implantes com ablação a laser e implantes com superfície usinada, instalados em 48 coelhos. Após 4, 8 e 12 semanas de reparo, os autores concluíram que os implantes de HA podem reduzir o período de reparo, aumentando a interação osso/implante durante os primeiros dois meses após a colocação do implante. Esses resultados também foram observados no presente estudo, principalmente pela superioridade da SHAST no período inicial.

Nesse estudo empregou-se a irradiação prévia das superfícies com laser em atmosfera ambiente para promover a ligação química entre o recobrimento com HA e a superfície do implante. Esta irradiação causa o aumento da temperatura da superfície do titânio até a sua fusão, seguido pelo rápido resfriamento, que resulta na formação de uma mistura de óxidos de titânio estequiométricos e não estequiométricos (Braga et al. 2007). Os óxidos formados na superfície favorecem a reação química do recobrimento de HA com o implante (Kim et al. 2004).

A morfologia de SL, SHAST e SHACT, demonstrou que não houve diferenças significativas entre elas, apresentando padrão regular, homogêneo e estruturas esféricas em escala nanométrica. Entretanto, a rugosidade de SHAST e SHACT diferiu significativamente das outras superfícies, incluindo a SL. Além disso, a análise por EDX comprovou a presença dos íons Ca e P nos implantes SHAST e SHACT.

Wennerberg e Albrektsson (2009) realizaram uma revisão sistemática sobre o efeito da topografia da superfície de titânio na integração óssea e verificaram que, em inúmeros estudos, correlação positiva tem sido descoberta entre rugosidade de superfície e osseointegração e, em muitos desses trabalhos, a maior rugosidade foi encontrada para os implantes recobertos com Ca e P. Esses resultados estão de acordo com as diferenças significativas obtidas neste estudo na rugosidade da SHAST e SHACT quando comparadas com as demais superfícies e da SL quando comparada à SA e à SU.

Vários autores têm descrito que independentemente de um determinado método de modificação de superfície ter o objetivo de alterar a macro, micro ou nano rugosidade, alterações na química da superfície também ocorrem,

dificultando a identificação do principal fator responsável pelos resultados obtidos, quando compara-se implantes com diferentes tipos de tratamento de superfície (Junker et al. 2009; Wennerberg & Albrektsson 2009).

Meirelles et al. (2008), compararam implantes eletropolidos (para remover os efeitos da microestrutura dos implantes) com implantes modificados por recobrimento com nano partículas de HA, em tibia de coelhos. Os autores verificaram, após 4 semanas de reparo, maior contato osso/implante para o grupo recoberto por HA. Eles concluíram, pela primeira vez, que a formação óssea precoce foi dependente das propriedades da HA em nano partículas, entretanto, os autores não concluem se esses resultados se devem a um efeito isolado da química, da nano topografia ou uma combinação de ambos. Estes resultados são similares aos obtidos no presente estudo, que demonstraram maior integração óssea no período inicial de 30 dias, para SL, SHAST e SHACT, por apresentarem diferentes propriedades físico-químicas, além de padrão morfológico com estruturas nanométricas.

O grupo SHAST apresentou maior AO no período de 30 dias e maior interface de contato com o tecido ósseo nesse período, embora neste caso não tenha sido observada diferença estatisticamente significativa. Essa integração óssea mais precoce da SHAST está relacionada às diferentes propriedades físico-químicas dos recobrimentos com HA, destacando-se sua bioatividade, a formação de HA carbonatada semelhante ao osso mineral, pela dissolução iônica do material biocerâmico e a presença de altas concentrações dos íons Ca e P. Essa camada de HA formada pode servir como uma matriz para inserção e crescimento de células osteogênicas (Davies 2003).

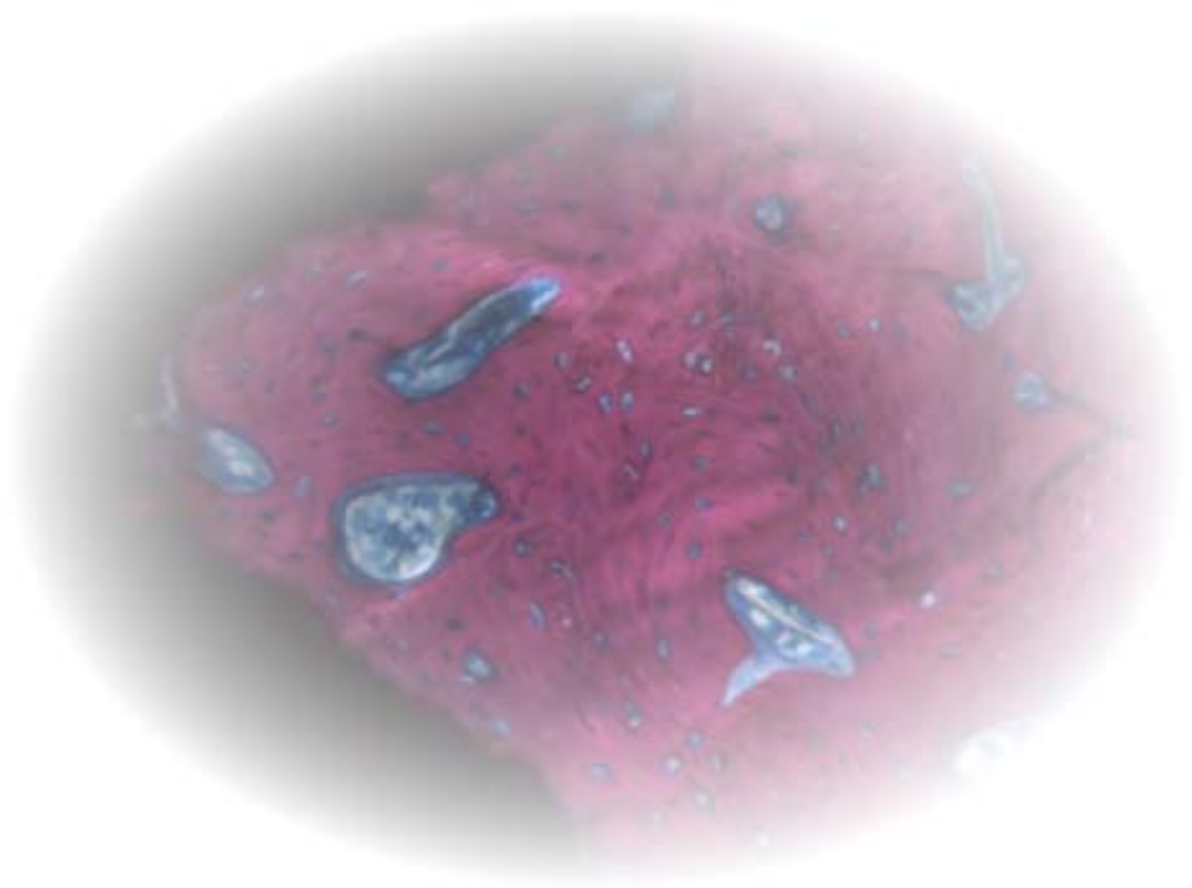
A literatura apresenta dados contraditórios sobre ao efeito das estruturas

nanométricas de HA na interação com o tecido ósseo, mas destacam a possibilidade das nanopartículas na superfície do titânio estimularem a síntese *in situ* de HA amorfa, que auxilia na união química entre tecido ósseo e a HA (Chen et al. 2004; Lin et al. 2009).

O tratamento térmico empregado sobre a superfície dos implantes após a deposição de HA possui a finalidade de eliminar água, aumentar a sua cristalinidade, com conseqüente redução da solubilidade, aumentando, portanto, a estabilidade da camada depositada (Zhang et al. 2003; Nayar et al. 2006). Na ausência de tratamento térmico, a cristalinidade da HA é menor, a solubilidade aumenta e ela torna-se, portanto, mais semelhante à HA biológica. Além disso, em temperaturas mais baixas ocorre uma redução da degradação dos fosfatos, com conseqüente aumento da bioatividade da HA (Barrere et al. 2001).

Neste trabalho constatou-se que, a formação de apatitas precursoras da HA, que apresentam maior atividade biológica, devido à ausência de tratamento térmico (Aparecida et al. 2007), está relacionada com os melhores resultados obtidos na interação óssea no grupo SHAST, comprovados pela ELCOI e AO.

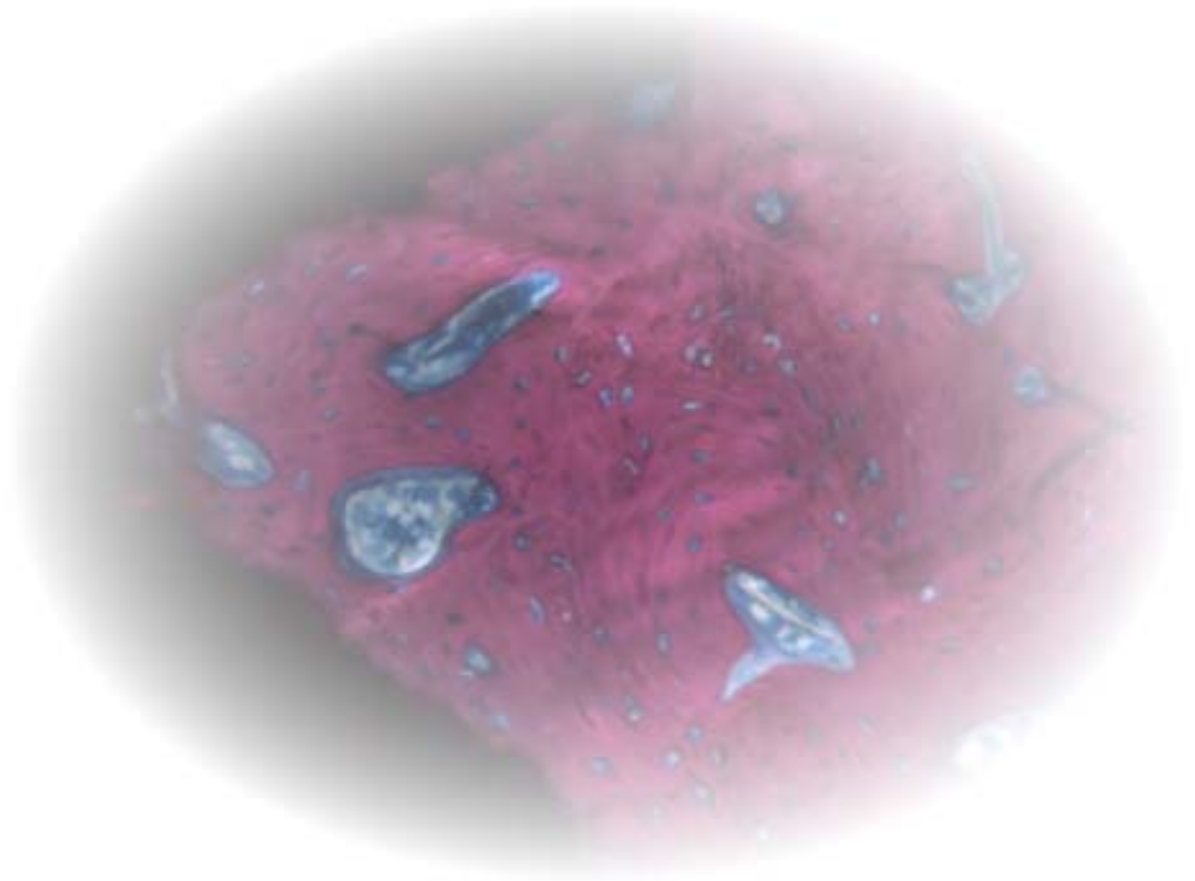
Considerando que as propriedades topográficas e físico-químicas obtidas com os tratamentos de superfície dos implantes podem favorecer a osseointegração, é de extrema relevância o estudo de modificações de superfície. Estas podem permitir a reabilitação implantossuportada mais precocemente, ampliando as indicações para casos de alterações sistêmicas, que interferem negativamente no processo de osseointegração, e para os casos de insuficiente quantidade e qualidade óssea.



3.8. CONCLUSÃO

3.8 Conclusões

- As superfícies modificadas SL, SHAST e SHACT favoreceram a interação entre tecido ósseo e implante e a formação óssea nos períodos de 30 e 60 dias.
- A SHAST apresentou maior atividade biológica, reduzindo o tempo de osseointegração, principalmente no período de 30 dias.



3.9. REFERÊNCIAS

3.9 Referências⁸

1. Albrektsson T. (2008) Hard tissue implant interface. *Australian Dental Journal* **53 Suppl 1**: S34-8. Review.
2. Albrektsson T., Brånemark P.I., Hansson H.A., Lindström J. (1981) Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta orthopaedica Scandinavica* **52**:155-70.
3. Albrektsson T., Wennerberg A. (2004) Oral implant surfaces: Part 1-- review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *International Journal of Prosthodontics*. **17**: 536-43.
4. Aparecida A.H., Fook M.V., Guastaldi A.C.(2009) Biomimetic apatite formation on Ultra-High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) using modified biomimetic solution. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* **20**: 1215-22.
5. Aparecida A.H., Fook M.V.L., Santos M.L, Guastaldi A.C. (2007) Estudo da influência dos íons K^+ , Mg^{2+} , SO_4^{2-} e CO_3^{2-} na cristalização biomimética de fosfato de cálcio amorfo (ACP) e conversão a fosfato octacálcico (OCP). *Química Nova* **30**: 892-96.
6. Barrere F., Layrolle P., Van Blitterswijk C.A. (2001) Biomimetic coatings on titanium: a crystal growth study of octacalcium phosphate. *Journal of Materials Science Materials in Medicine* **12**: 529-34.

⁸ Normas da revista científica *Clinical Oral Implants Research* (Anexo C).

7. Barrere F., van der Valk C.M., Meijer G., Dalmeijer R.A., de Groot K., Layrolle P. (2003) Osteointegration of biomimetic apatite coating applied onto dense and porous metal implants in femurs of goats. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials* **67**: 655-65.
8. Braga F.J.C., Marques R.F.C., Filho E.A., Guastaldi A.C. (2007) Surface modification of Ti dental implants by Nd:YVO₄ laser irradiation. *Applied Surface Science* **253**: 9203-9208.
9. Buser D., Broggini N., Wieland M., Schenk R.K., Denzer A.J., Cochran D.L., Hoffmann B., Lussi A., Steinemann S.G. (2004) Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *Journal Dental Res* **83**: 529-33.
10. Buser D., Mericske-stern R., Bernard J.P., Behneke A., Behneke N., Hirt H.P., Belser U.C., Lang N.P. (1997) Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical Oral Implants Research* **8**: 161-72.
11. Chen Q.Z., Wong C.T., Lu W.W., Cheung K.M., Leong J.C., Luk K.D. (2004) Strengthening mechanisms of bone bonding to crystalline hydroxyapatite in vivo. *Biomaterials*. **25**: 4243-54.
12. Cho S.A., Jung S.K. (2003) A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia. *Biomaterials* **24**: 4859-63.
13. Daculsi G., Laboux O., Malard O., Weiss P. (2003) Current state of the art of biphasic calcium phosphate bioceramics. *Journal of Materials Science Materials in Medicine*. **14**: 195-200.
14. Davies J.E. (2003) Understanding peri-implant endosseous healing.

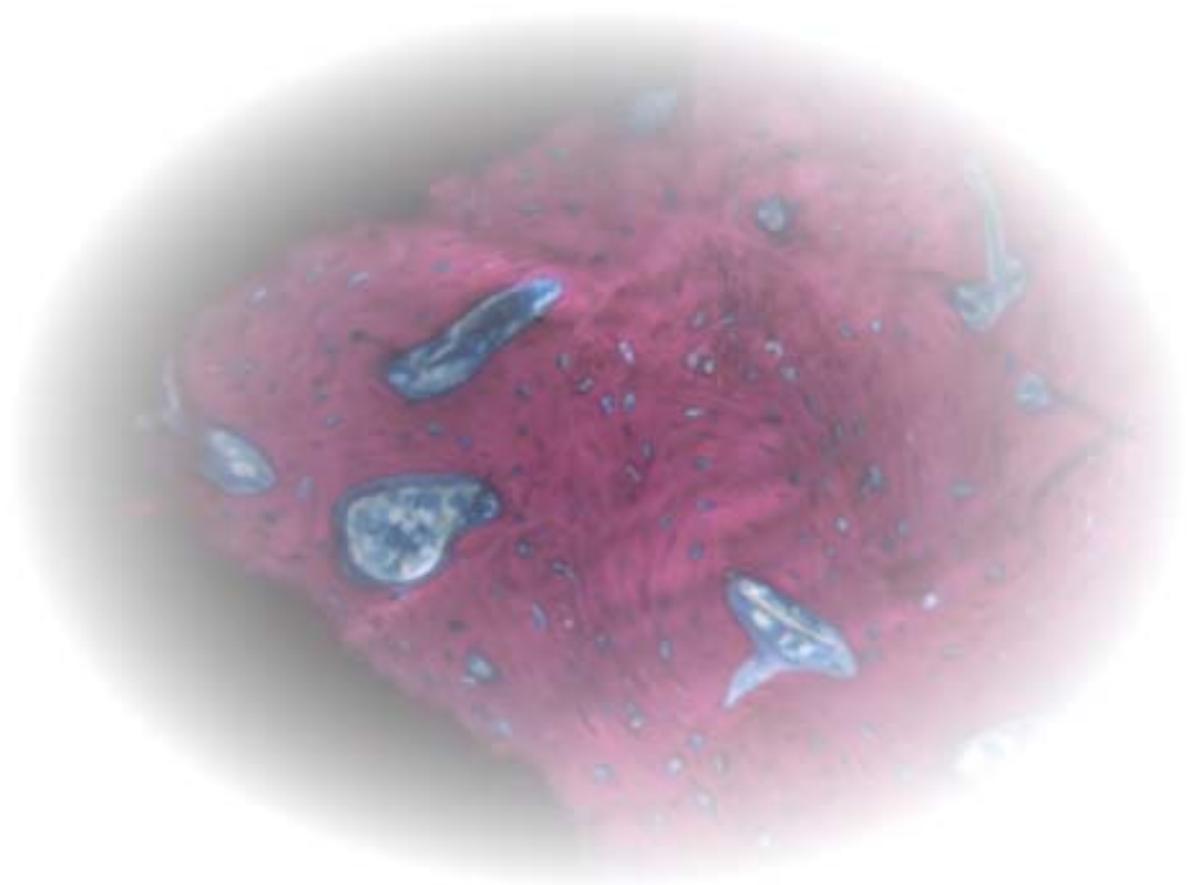
- Journal Dental Education. **67**:932-49. Review.
15. Ellingsen J.E. (1998) Surface configurations of dental implants. *Periodontology 2000* **17**:36-46. Review
 16. Faeda R.S, Tavares H.S., Sartori R., Guastaldi A.C, Marcantonio E. JR. (2009) Biological performance of chemical hydroxyapatite coating associated with implant surface modification by laser beam: biomechanical study in rabbit tibias. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* **67**: 1706-15.
 17. Faeda R.S, Tavares H.S., Sartori R., Guastaldi A.C., Marcantonio E. JR. (2009) Evaluation of titanium implants with surface modification by laser beam. Biomechanical study in rabbit tibias. *Brazilian Oral Research* **23**: 137-43.
 18. Forsgren J., Svahn F., Jarmar T., Engkvist H. (2007) Formation and adhesion of biomimetic hydroxyapatite deposited on titanium substrates. *Acta Biomaterialia* **3**: 980-4.
 19. Gaggi A., Schultes G., Muller W.D., Karcher H. (2000) Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces - a comparative study. *Biomaterials* **21**: 1067-1073.
 20. Junker R., Dimakis A., Thoneick M., Jansen J.A. (2009) Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research Suppl* **4**: 185-206.
 21. Kim H.W., Koh Y.H., Li L.H., Lee S., Kim H.E. Kim H.W. (2004) Hydroxyapatite coatings on titanium substrate with titania buffer layer processed by sol-gel method. *Biomaterials* **25**: 2533-38.

22. Larsson C., Emanuelsson L., Thomsen P., Ericson L.E., Aronsson B.O., Kasemo B., Lausmaa J. (1997) Bone response to surface modified titanium implants - studies on the tissue response after 1 year to machined and electropolished implants with different oxide thicknesses. *Journal of Materials Science Materials in Medicine* **8**:721-9.
23. Lawrence J., Hao L., Chew H.R. (2006) On the correlation between Nd:YAG laser-induced wettability characteristics modification and osteoblast cell bioactivity on a titanium alloy. *Surface and Coatings Technology* **200**: 5581-5589
24. LeGeros R.Z. Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates. (2002) *Clinical Orthopaedics and Related Research* **395**: 81-98.
25. Li L.H., Kong Y.M., Kim H.W., Kim Y.W., Kim H.E., Heo S.J., Koak J.Y. (2004) Improved biological performance of Ti implants due to surface modification by micro-arc oxidation. *Biomaterials* **25**: 2867-75.
26. Lin A., Wang C.J., Kelly J., Gubbi P., Nishimura I. (2009) The role of titanium implant surface modification with hydroxyapatite nanoparticles in progressive early bone-implant fixation in vivo. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **24**: 808-16.
27. Meirelles L., Arvidsson A., Andersson M., Kjellin P., Albrektsson T., Wennerberg A. (2008) Nano hydroxyapatite structures influence early bone formation. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A* **87**: 299-307.
28. Moritz N., Jokinen M., Peltola T., Areva S., Yli-Urpo A. (2003) Local induction of calcium phosphate formation on TiO₂ coatings on titanium via

- surface treatment with a CO₂ laser. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A.* **65**: 9-16.
29. Nayar S., Sinha M.K., Basu D., Sinha A. (2006) Synthesis and sintering of biomimetic hydroxyapatite nanoparticles for biomedical applications. *Journal of Materials Science Materials in Medicine* **17**:1063-1068.
30. Nogueras-Bayona J., Gil F.J., Salsench J., Martinez-Gomis J. (2004) Roughness and bonding strength of bioactive apatite layer on dental implants. *Implant Dentistry* **13**: 185-189.
31. Oyane A., Onuma K., Ito A., Kim H.M., Kokubo T., Nakamura T. (2003) Formation and growth of clusters in conventional and new kinds of simulated body fluids. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A.* **64**: 339-48.
32. Palka V., Postrkova E., Koerten H.K. (1998) Some characteristics of hydroxyapatite powders after plasma spraying. *Biomaterials* **19**: 1763-72.
33. Palmquist A., Lindberg F., Emanuelsson L., Brånemark R., Engqvist H., Thomsen P. (2010) *Journal of Biomedical Materials Research. Part A.* **92**: 1476-86.
34. Park E.K., Lee Y.E., Choi J.Y., Oh S.H., Shin H.I., Kim K.H., Kim S.Y., Kim S. (2004) Cellular biocompatibility and stimulatory effects of calcium metaphosphate on osteoblastic differentiation of human bone marrow-derived stromal cells. *Biomaterials.* **25**: 3403-11.
35. Picraux S.T., Pope L.E. (1884) Tailored surface modification by ion implantation and laser treatment. *Science* **226**: 615-22.

36. Strnad Z., Strnad J., Povýsil C., Urban K. (2000) Effect of plasma-sprayed hydroxyapatite coating on the osteoconductivity of commercially pure titanium implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. **15**: 483-90.
37. Trisi P., Lazzara R., Rebaudi A., Rao W., Testori T., Porter S.S. (2003) Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the human maxilla. *Journal of Periodontology* **74**: 945- 56.
38. Vercaigne S., Wolke J.G., Naert I., Jansen J.A. (1998) Bone healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxylapatite-coated oral implants. *Clinical Oral Implants Research* **9**: 261-71.
39. Vidigal G.M. Jr, Aragonés L.C., Campos A. Jr, Groisman M. (1999) Histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated and uncoated titanium dental implants in rabbit cortical bone. *Implant Dentistry*. **8**: 295-302.
40. Wang X., Li Y., Lin J., Hodgson P.D., Wen C. (2008) Effect of heat-treatment atmosphere on the bond strength of apatite layer on Ti substrate. *Dental Materials* **24**: 1549-55.
41. Wennerberg A., Albrektsson T. (2009) Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research* **20 Suppl 4**:172-84. Review.
42. Wennerberg A., Albrektsson T. (2009) Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research Suppl 4*: 172-84. Review.
43. Wennerberg A., Albrektsson T. (2009) Structural influence from calcium phosphate coatings and its possible effect on enhanced bone integration.

- Acta Odontologica Scandinavica* **67**: 333-40.
44. Wennerberg A., Albrektsson T. (2009) Structural influence from calcium phosphate coatings and its possible effect on enhanced bone integration. *Acta Odontologica Scandinavica* **67**: 333-40.
45. Yang C.Y., Lee T.M., Yang C.W., Chen L.R., Wu M.C., Lui T.S. (2007) In vitro and in vivo biological responses of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings with posthydrothermal treatment. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A.* **83**: 263-71.
46. Zarb G.A., Schmitt A. (1991) Osseointegration and the edentulous predicament. The 10-year-old Toronto study. *British Dental Journal.* **170**: 439-44.
47. Zhang Q., Chen J., Feng J., Cao Y., Deng C., Zhang X. (2003) Dissolution and mineralization behaviors of HA coatings. *Biomaterials* **24**: 4741-8.



Figuras

Figuras

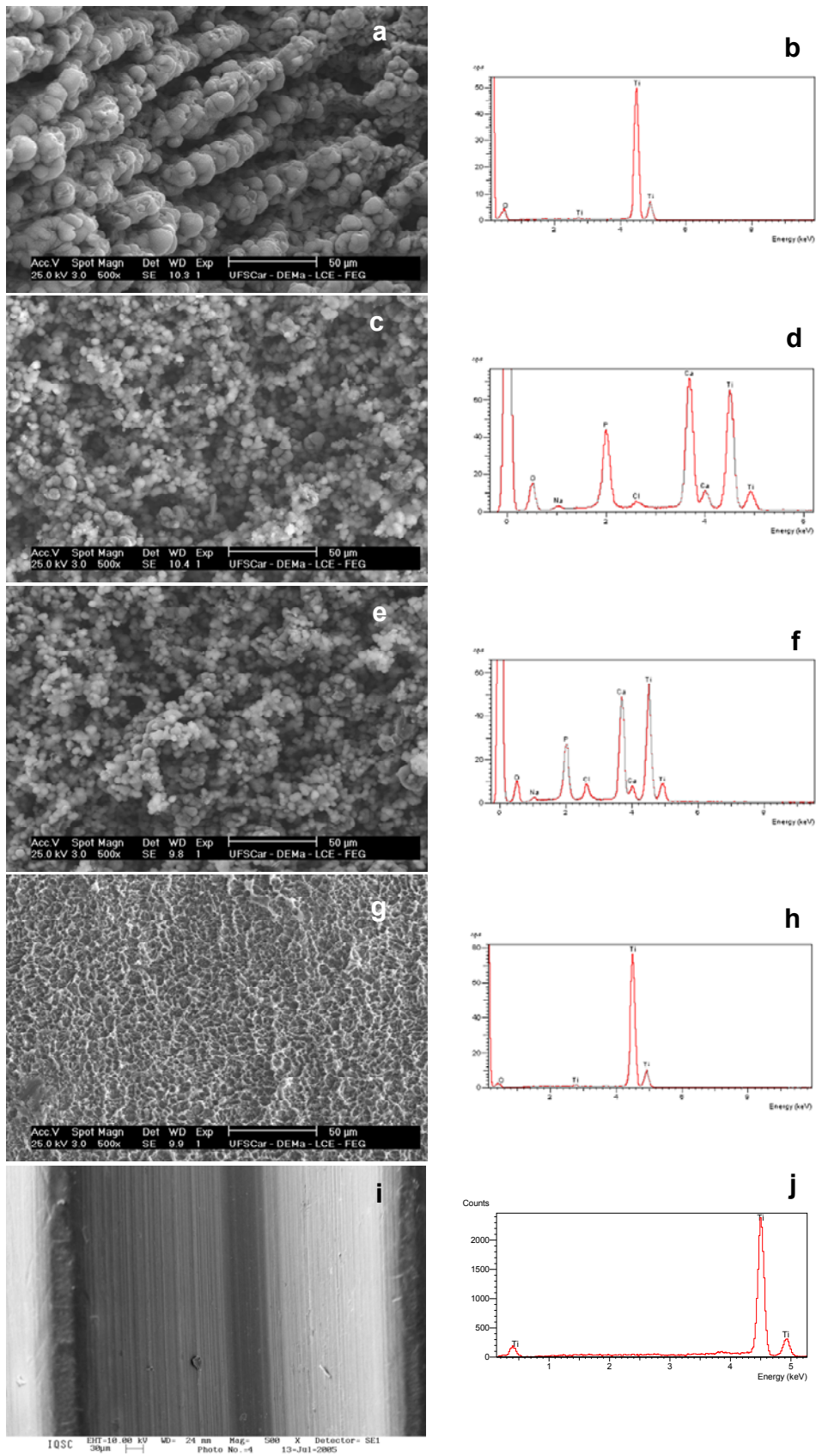


Figura 1 a-j – MEV (500X) e EDX: SL, SHAST, SHACT, SA e SU, respectivamente.

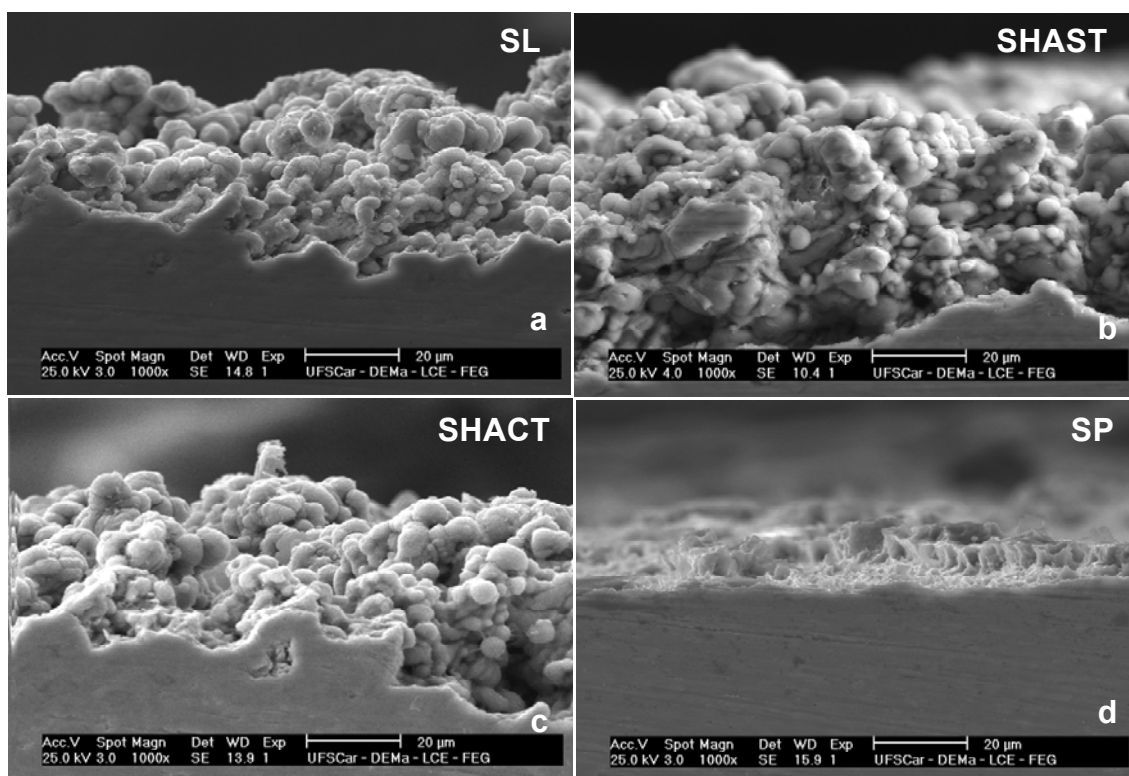


Figura 2 (a-d): MEV (seção transversal) das superfícies SL, SHAST, SHACT e SA, respectivamente (1000X).

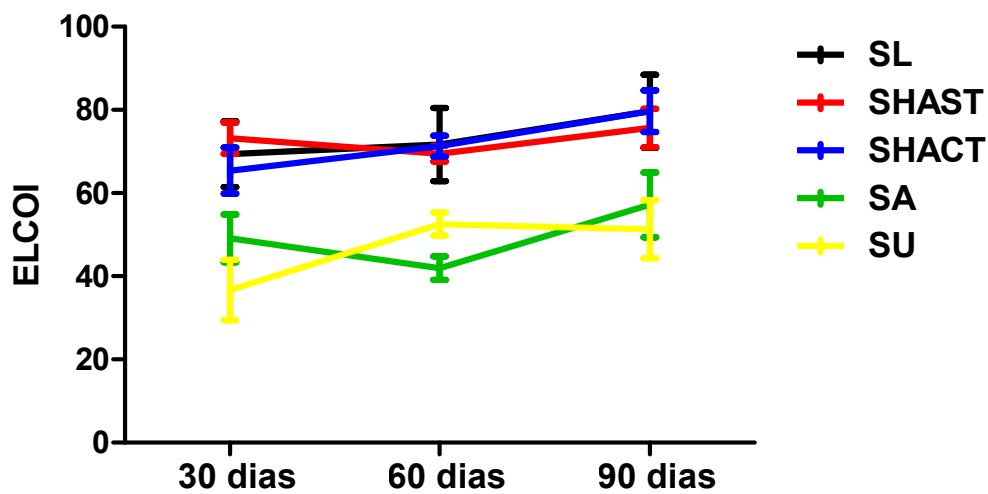


Figura 3: ELCOI (ANOVA e Teste de Tukey - $p < 0,05$). 30 e 60 dias: ***SL \neq SA e \neq SU; ***SHAST \neq SA e \neq SU; **SHACT \neq SA e \neq ***SU; *SA \neq SU. 90 dias: ***SL \neq SA e \neq SU; ***SHAST e ***SHACT \neq SA e \neq SU (*= $p < 0,05$; **= $p < 0,01$; ***= $p < 0,001$).

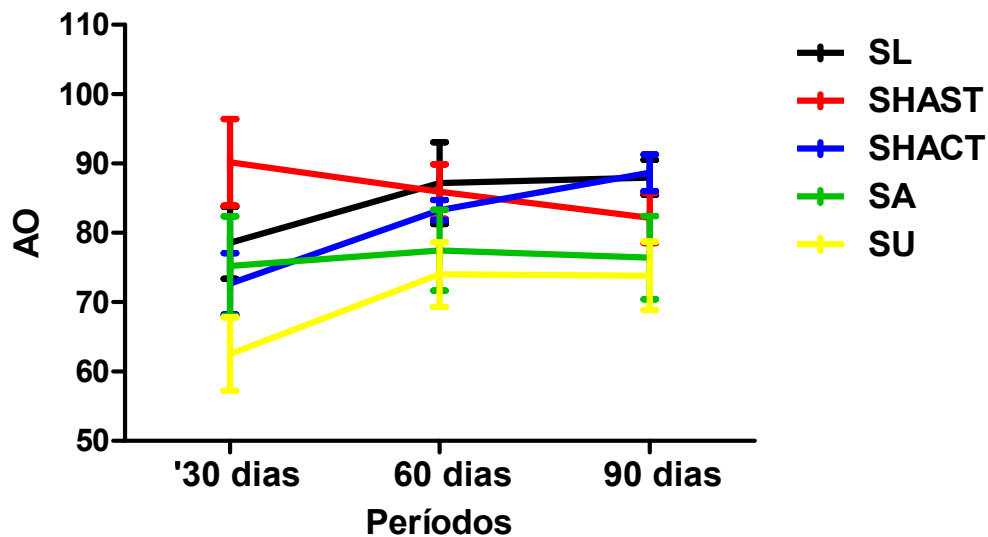


Figura 4: AO (ANOVA e Teste de Tukey - $p < 0,05$). 30 dias: *SL \neq SHAST e \neq **SU; ***SHAST \neq SHACT \neq **SA ($p < 0,01$) e \neq ***SU; *SA \neq SU. 60 dias: *SL \neq SA e \neq **SU; **SHAST \neq SU; **SHACT \neq SU. 90 dias: **SL \neq SA e \neq ***SU; *SHAST \neq SU; ** SHACT \neq SA e \neq ***SU (*= $p < 0,05$; **= $p < 0,01$; ***= $p < 0,001$).

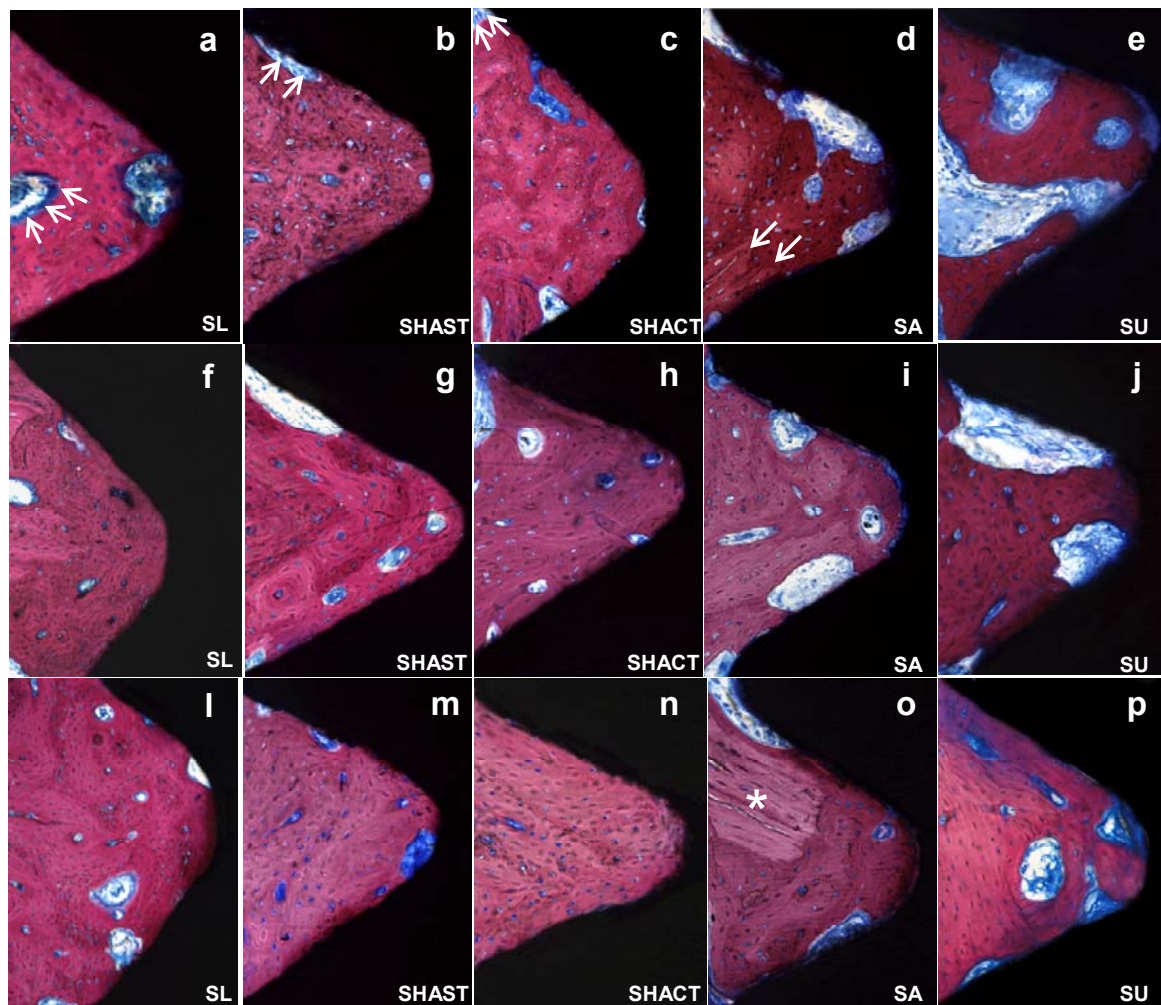


Figura 5 – Cortes Histológicas não-descalcificadas da região cortical superior (azul de Estevénel e fucsina ácida, aumento de 200X). a-e, f-j, l-p: SL, SHAST, SHACT, SA e SU nos períodos de 30, 60 e 90 dias, respectivamente.

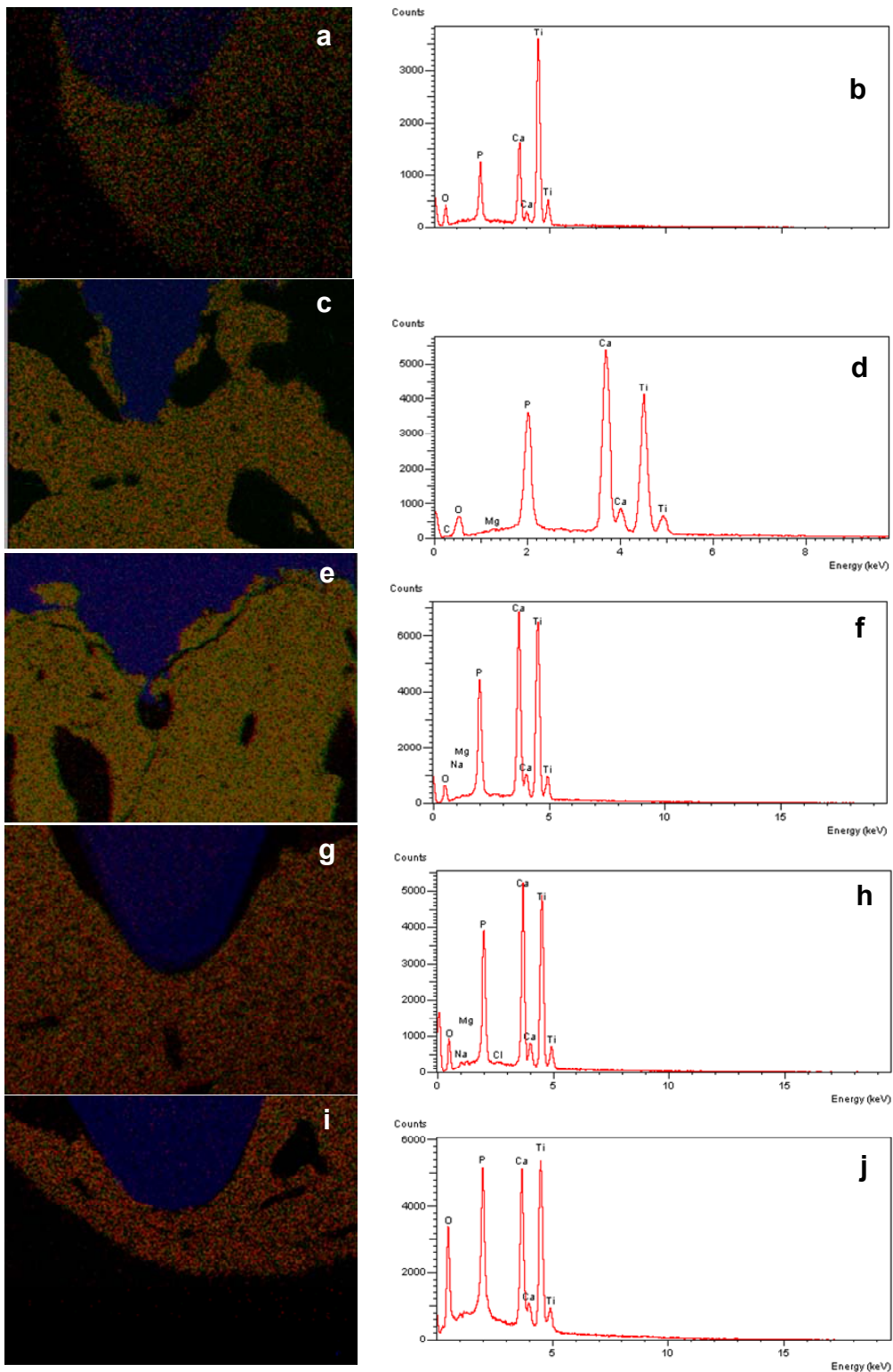


Figura 6 a-j – Sobreposição do mapeamento elemental de Ca (verde), P (vermelho) e Ti (azul) e EDX de SL, SHAST, SHACT, SA e SU, respectivamente.

Tabelas

Tabela 1: Composição do plasma sanguíneo e da solução SFC utilizada ($\text{mmol}\cdot\text{dm}^{-3}$).

	Na^+	K^+	Ca^{2+}	Mg^{2+}	HCO_3^{2-}	Cl^-	HPO_4^{2-}	SO_4^{2-}
Plasma Sanguíneo	142,0	5,0	2,5	1,5	27,0	103,0	1,0	0,5
SFC	140,4	-	3,1	-	5,0	142,9	1,86	-

Tabela 2: média e DP da Rm das diferentes superfícies.

Grupos	SL	SHAST	SHACT	SA	SU
Média e DP	4,73 ± 0,48	6,61 ± 0,84	6,35 ± 0,7	1,34 ± 0,35	0,4 ± 0,06

Teste de Tukey ($p < 0,05$): ***SL \neq SA e \neq SU; ***SHAST \neq SL, \neq SA e \neq SU; ***SHACT \neq SL, \neq SA e \neq SU; *SA \neq SU. (*= $p < 0,05$; **= $p < 0,01$; ***= $p < 0,001$).

Tabela 3: Média e DP da ELCOI de SL, SHAST, SHACT, SA e SU. Comparação dos valores obtidos para cada grupo aos 30, 60 e 90 dias.

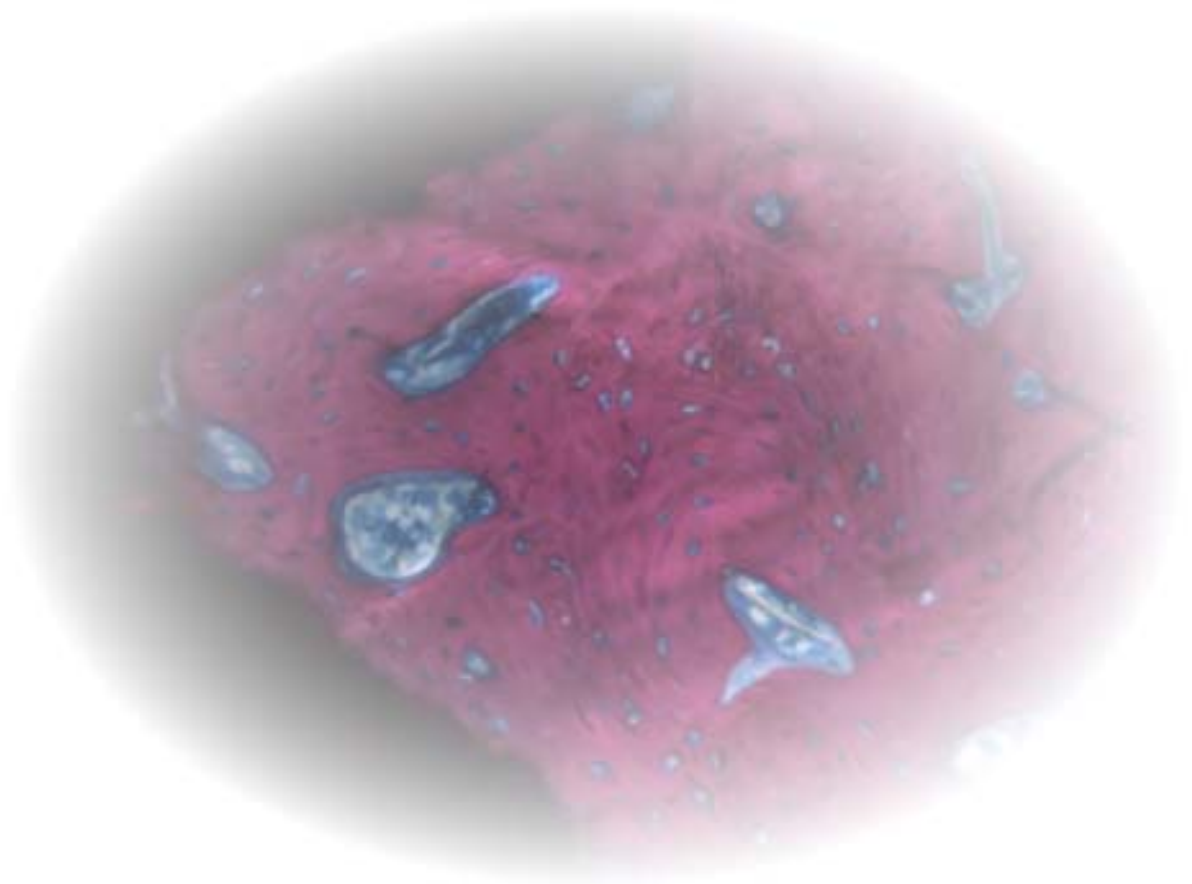
Períodos (dias)	Grupos				
	SL	SHAST	SHACT	SA	SU
30	69,36 ± 7,91	73,22 ± 3,75	65,41 ± 5,51***	49,15 ± 5,76	36,69 ± 7,24**
60	71,67 ± 8,79	69,48 ± 1,89	71,30 ± 2,50*	41,94 ± 2,85**	52,52 ± 2,75
90	79,69 ± 3,30	75,70 ± 4,62	79,68 ± 5,01	57,18 ± 7,81	51,31 ± 6,96

Teste de Tukey: ***SHACT 30 dias \neq 90 dias e *SHACT 60 dias \neq 90 dias; **SA 60 dias \neq 90 dias; **SU 30 dias \neq 60 dias e \neq 90 dias. (*= $p < 0,05$; **= $p < 0,01$; ***= $p < 0,001$).

Tabela 4: Média e DP da AO de SL, SHAST, SHACT, SA e SU. Comparação dos valores obtidos para cada grupo aos 30, 60 e 90 dias.

Período (dias)	Grupos				
	SL	SHAST	SHACT	SA	SU
30	78,59 ± 5,19*	90,17 ± 6,24	72,65 ± 4,44***	75,21 ± 7,17	62,52 ± 5,30**
60	87,17 ± 5,90	85,95 ± 3,93	83,27 ± 1,44*	77,49 ± 5,83*	74,01 ± 4,68
90	87,99 ± 2,52	82,17 ± 3,65	88,67 ± 2,67	76,42 ± 5,98	73,81 ± 4,91

Teste de Tukey: *SL 30 dias \neq 60 dias e \neq 90 dias; ***SHACT 30 dias \neq 60 dias e \neq de 90 dias; *SHACT 60 dias \neq 90 dias; **SU 30 dias \neq 60 dias e \neq 90 dias. (*= $p < 0,05$; **= $p < 0,01$; ***= $p < 0,001$).



ANEXOS

Anexo A – Certificado do Comitê de Ética em Experimentação Animal (CEEA)



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Araçatuba



COMISSÃO DE ÉTICA NA EXPERIMENTAÇÃO ANIMAL
(CEEA)

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto **"AVALIAÇÃO DE IMPLANTES DE TITÂNIO COM SUPERFÍCIE MODIFICADA POR IRRADIAÇÃO DE LASER E DEPOSIÇÃO DE HIDROXIAPATITA BIOMIMÉTICA COM OU SEM TRATAMENTO TÉRMICO. ANÁLISE BIOMECÂNICA, HISTOMÉTRICA, IMUNOISTOQUÍMICA E POR MEV-EDS"** sob responsabilidade do **Prof. Dr. EDUARDO HOCHULI-VIEIRA** e colaboração de **THALLITA PEREIRA QUEIROZ, Profa. Dra. ROBERTA OKAMOTO, Prof. Dr. IDELMO RANGEL GARCIA JÚNIOR, Prof. Dr. ANTÔNIO CARLOS GUASTALDI, FRANCISLEY ÁVILA SOUZA** está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal (COBEA) e foi aprovado pela CEEA em 06 de julho de 2007, de acordo com o protocolo no. 2007- 004959.

Araçatuba, 14 de setembro de 2007.



Profª Drª CRISTINA ANTONIALI SILVA
Presidente da CEEA - FOA/UNESP

Faculdade de Odontologia e Curso de Medicina Veterinária
Rua José Bonifácio, 1193 CEP 16015-050 - Araçatuba - SP
Tel (18) 3636-3200

Anexo B – Normas da Revista Científica: [Acta Biomaterialia: Structure-Property-Function Relationships in Biomaterials](#) selecionada para a publicação do artigo 1 (Estudo de implantes de Tícp com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatitas: análise topográfica e biomecânica em coelhos).

Guide for Authors

Published on behalf of Acta Materialia, Inc.
Structure-Property-Function relationships in Biomaterials

Short Overview

Acta Biomaterialia is an international journal that publishes peer-reviewed original research reports, review papers, and communications in the broadly defined field of biomaterials science. **The emphasis of the journal is on the relationships among biomaterial structure, properties, and function at all length scales.** Papers should be directed to those aspects of the science of materials defined in the statement of the journal's scope. Manuscripts must be written in good English. Poorly written papers will be automatically returned for rewriting before review. Communications are accepted in English only.

The entire submission and review process for *Acta Biomaterialia* is handled electronically, which shortens publication times. All papers should be submitted electronically through <http://ees.elsevier.com/actbio>. Authors submit their articles online by simply registering, logging-in, and submitting. Editors will then invite potential reviewers by e-mail.

Prior to submitting your paper, please follow the instructions given below. Please note that you must have an e-mail address to use the online submission system.

Detailed instructions on the use of the online submission system are available at <http://ees.elsevier.com/actbio>. Please read the "Hints" for information on how to register, and review the "Tutorial for Authors" for a run-through of the submission process. If you need any further help, please do not hesitate to contact our Author Support Department at authorsupport@elsevier.com.

General Guidelines for Submission of Papers

The system will convert your manuscript to a PDF for the review process. Elsevier can accept text files in most standard word-processing formats but Microsoft Word is preferred. Alternatively, manuscripts can be in either LaTeX or PostScript. Graphics should be high-resolution and the preferred format is either TIFF or JPEG. For further information on the preparation of electronic artwork, please visit <http://www.elsevier.com/artworkinstructions>

. All submissions must be accompanied by a statement regarding the originality of the research in the "Enter Comments" field. It is also recommended that you provide a brief statement regarding the significance and impact of the submitted work. Please note that when your manuscript is received at Elsevier it is considered to be in its final form. Therefore please check your manuscript carefully before you submit it online.

The editor will notify authors of the outcome of the peer-review process through e-mail. The publisher will send a notification of receipt for accepted papers as they enter production.

Conflict of Interest Disclosure

Acta Biomaterialia requires authors to disclose any possible conflicts of interest. If an author has a financial relationship with one or more companies whose products are featured in a manuscript, this relationship should be briefly defined in the "Enter Comments" section of the online submission forms.

Copyright

It is a condition of publication that manuscripts submitted to this journal have not been published and will not be simultaneously submitted or published elsewhere. By submitting a manuscript, the authors agree that the copyright for their article is transferred to Acta Materialia Inc. if and when the article is accepted for publication. However, assignment of copyright is not required from authors who work for organizations that do not permit such assignment. The copyright covers the exclusive rights to reproduce and distribute the article, including reprints, photographic reproductions, microform or any other reproductions of similar nature, and translations. Authors are responsible for obtaining from the copyright holder permission to reproduce any figures or other material for which copyright exists. For more information, including rights retained by the author, please go to <http://www.elsevier.com/copyright> and follow the link for copyright information.

Authors' Rights

As an author you (or your employer or institution) retain certain rights; for details you are referred to: <http://www.elsevier.com/authorsrights>.

Funding Body Agreements and Policies

Elsevier has established agreements and developed policies to allow authors whose articles appear in journals published by Elsevier to comply with potential manuscript archiving requirements as specified as conditions of their grant awards. To learn more about existing agreements and policies please visit <http://www.elsevier.com/fundingbodies>

General Guidelines for Manuscript Preparation

Language Services

Authors who require information about language editing and copyediting services pre- and post-submission should visit <http://www.elsevier.com/languagepolishing> or contact authorsupport@elsevier.com for more information. Please note Elsevier neither endorses nor takes responsibility for any products, goods or services offered by outside vendors through our services or in any advertising. For more information please refer to our Terms & Conditions at <http://www.elsevier.com/termsandconditions>

Length of Papers

Papers submitted to ***Acta Biomaterialia***, to be acceptable, must normally be less than 10 printed pages in length; as a rule of thumb, a paper of 20 double-spaced typescript pages, plus a typical number of figures (8 or so), reduces to 10 printed pages. Papers that are longer than 25 double-spaced typescript pages will likely be returned to the authors with a request that they be shortened before they are considered further. Shortening, almost always, is in the author's best interest: readers read short papers. **Please ensure that your manuscript is paginated, as this will help both editors and reviewers to process it promptly.**

Title Page Provide the following data on the title page (in the order given).

- The *title* should be carefully chosen to indicate as clearly as possible the subject of the communication.
- *Author names and affiliations.* Where the family name may be ambiguous (e.g., a double name), please indicate this clearly. Present the authors' affiliation addresses (where the actual work was done) below the names. Indicate all affiliations with a lowercase superscript letter immediately after the author's name and in front of the appropriate address. Provide the full postal address of each affiliation, including the country name, and, if available, the e-mail address of each author.
- *Corresponding author.* Clearly indicate who is willing to handle correspondence at all stages of refereeing and publication, also post-publication. **Ensure that telephone and fax numbers (with country and area code) are provided in addition to the e-mail address and the complete postal address.**
- *Present/permanent address.* If an author has moved since the work described in the article was done, or was visiting at the time, a "present address" (or "permanent address") may be indicated as a footnote to that author's name. The address at which the author actually did the work must be retained as the main, affiliation address. Superscript Arabic numerals are used for such footnotes.

Abstract

An abstract is required for all papers. The abstract should indicate the content of the paper, and should describe the main conclusions. An effective abstract is brief and normally less than 200 words. Abstracts must not exceed 250 words. References should be avoided, but if essential, they must be cited in full, without reference to the reference list.

Keywords

Immediately after the abstract, authors should list four to five keywords that appropriately represent the contents of their manuscripts.

Headings

The component parts of the main text of a research paper will normally be **Introduction, Materials and Methods, Results, and Discussion**. A succinct one-paragraph Conclusions section at the end of the main text is also recommended. Other parts of the manuscript will normally include **References, tables, figure legends, and figures**.

Units

SI units should be used throughout.

Studies Involving Animals or Humans

When data from animal subjects are reported, institutional approval of the protocol is required and a statement should be included in the "Methods" section of the text that indicates compliance with the NIH Guide for Care and Use of Laboratory Animals or other appropriate guidelines.

For human subject data, a statement must be added to the "Methods" section indicating that an institutional review committee approved the study (with the date of approval) and that the subjects provided informed consent.

References All references to other papers, books, etc., should be given at the end of the paper. They should be numbered in sequence by their appearance in the text. The numbers should appear in the text at the appropriate places. Please include all authors for citations including seven authors or less. For citations with greater than seven authors, cite the first author's name followed by et al. Please include titles of all cited articles as in the following examples.

Examples:

1. Jeon SI, Lee JH, Andrade JD, De Gennes PG. Protein-surface interactions in the presence of polyethylene oxide. *J Colloid Interface Sci* 1991; 142: 149-158.

2. Tjia JS, Moghe PV. "Cell-internalizable" ligand microinterfaces on biomaterials: design of regulatory determinants of cell migration. In: Dillow AK, Lowman AM, Hudgins KA, editors. *Biomimetic Materials and Design*. New York: Marcel Dekker; 2002. p 335-374.

Tables

Number tables consecutively in accordance with their appearance in the text. Place footnotes to tables below the table body and indicate them with superscript lowercase letters. Avoid vertical rules. Be sparing in the use of tables and ensure that the data presented in tables do not duplicate results described elsewhere in the article.

Figures

All submitted figures must be in digital form (minimum 300 dpi). A scale bar should appear in all micrographs. It is not acceptable to list a power of magnification. Please see <http://www.Elsevier.com/artworkinstructions> for more information.

Color

If together with your accepted article, you submit usable color figures, then Elsevier will ensure, at no additional charge, that these figures will appear in color on the web (e.g., ScienceDirect and other sites) regardless of whether these illustrations are reproduced in color in the printed version.

For color reproduction in print, the cost of printing in color, in 2007, is US \$440 per printed color page. You will receive information regarding the total costs from Elsevier after receipt of your accepted article. For further information on the preparation of electronic artwork, please see <http://www.elsevier.com/artworkinstructions>

Please note: Because of technical complications that can arise from the conversion of colour figures to 'gray scale' (for the printed version should you not opt for color in print) it is recommended that you submit in addition usable black-and-white images corresponding to all the color illustrations.

Spellchecking

Be sure that your manuscripts are free of spelling errors. If you wish to check the technical spelling of your manuscript, please refer to www.sciproof.com. SCIPROOF offers a product called *Scientific Dictionary Package* (SDP) 2.0 that contains over 1.8 million entries and is the only spellchecking software that specifically includes materials science terms, plus chemical and biomedical terms (for biomaterials), and journal titles and abbreviations. This program is an add-on for Microsoft Office and augments the native Office spell checker.

PDF Proofs

One set of page proofs in PDF format will be sent by e-mail to the corresponding author, to be checked for typesetting/editing. The corrections should be returned

within 48 hours. No changes in, or additions to, the accepted (and subsequently edited) manuscript will be allowed at this stage. Proofreading is solely the author's responsibility. Any queries should be answered in full. Please correct factual errors only, or errors introduced by typesetting. For more information on proofreading please go to our proofreading page at

⇒ <http://www.elsevier.com/locate/guidepublication>. Please note that once your paper has been proofed, the paper published online will be identical to the paper in print.

Anexo C – Normas da Revista Científica: [Clinical Oral Implants Research](#)

selecionada para a publicação do artigo 2 (Estudo de implantes de Tícp com superfícies modificadas por feixe de laser com e sem deposição química de apatitas: análise histométrica em coelhos).

Clinical Oral Implants Research

[Official publication of the European Association for Osseointegration](#)

Edited by:

Niklaus P. Lang

Print ISSN: 0905-7161

Online ISSN: 1600-0501

Frequency: Monthly

Current Volume: 21 / 2010

ISI Journal Citation Reports® Ranking: 2008: 6/55 Dentistry, Oral Surgery & Medicine; 11/51 Engineering, Biomedical

Impact Factor: 2.756

TopAuthor Guidelines

Content of Author Guidelines: [1. General](#), [2. Ethical Guidelines](#), [3. Submission of Manuscripts](#), [4. Manuscript Types Accepted](#), [5. Manuscript Format and Structure](#), [6. After Acceptance](#).

Relevant Document: [Copyright Transfer Agreement](#)

Useful Websites: [Submission Site](#), [Articles published in Clinical Oral Implants Research](#), [Author Services](#), [Blackwell Publishing's Ethical Guidelines](#), [Guidelines for Figures](#)

1. GENERAL

Clinical Oral Implants Research conveys scientific progress in the field of implant dentistry and its related areas to clinicians, teachers and researchers concerned with the application of this information for the benefit of patients in need of oral implants. The journal addresses itself to clinicians, general practitioners, periodontists, oral and maxillofacial surgeons and prosthodontists, as well as to teachers, academicians and scholars involved in the education of professionals and in the scientific promotion of the field of implant dentistry.

Clinical Oral Implants Research publishes:

Original research articles of high scientific merit in the field of material sciences, physiology of wound healing, biology of tissue integration of implants, diagnosis and treatment planning, prevention of pathologic processes jeopardizing the longevity of implants, clinical trials on implant systems, stoma-tognathic physiology related to oral implants, new developments in therapeutic concepts and prosthetic rehabilitation.

Review articles by experts on new developments in basic sciences related to implant dentistry and clinically applied concepts.

Case reports and case series only if they provide or document new fundamental knowledge.

Novel developments if they provide a technical novelty for any implant system.

Short communications of important research findings in a concise format and for rapid publication.

Treatment rational by experts with evidence-based treatment approach.

Please read the instructions below carefully for details on the submission of manuscripts, the journal's requirements and standards as well as information concerning the procedure after a manuscript has been accepted for publication in *Clinical Oral Implants Research*. Authors are encouraged to visit [Wiley-Blackwell Author Services](#) for further information on the preparation and submission of articles and figures.

2. ETHICAL GUIDELINES

Clinical Oral Implants Research adheres to the below ethical guidelines for publication and research.

2.1. Authorship and Acknowledgements

Authors submitting a paper do so on the understanding that the manuscript have been read and approved by all authors and that all authors agree to the submission of the manuscript to the Journal. ALL named authors must have made an active contribution to the conception and design and/or analysis and interpretation of the data and/or the drafting of the paper and ALL must have critically reviewed its content and have approved the final version submitted for publication. Participation solely in the acquisition of funding or the collection of data does not justify authorship.

Clinical Oral Implants Research adheres to the definition of authorship set up by The International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE). According to the ICMJE authorship criteria should be based on 1) substantial contributions to conception and design of, or acquisition of data or analysis and interpretation of data, 2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content and 3) final approval of the version to be published. Authors should meet conditions 1, 2 and 3.

Up to 6 authors are accepted without need for justification. In the case of a specific and detailed justification of the role of every author, up to 8 authors may be mentioned. It is a requirement that all authors have been accredited as appropriate upon submission of the manuscript. Contributors who do not qualify as authors should be mentioned under Acknowledgements.

Acknowledgements: Under acknowledgements please specify contributors to the article other than the authors accredited. Acknowledge only persons who have made substantive contributions to the study. Authors are responsible for obtaining written permission from everyone acknowledged by name because readers may infer their endorsement of the data and conclusions.

2.2. Ethical Approvals

Experimentation involving human subjects will only be published if such research has been conducted in full accordance with ethical principles, including the World Medical Association Declaration of Helsinki (version, 2002 www.wma.net/e/policy/b3.htm) and the additional requirements, if any, of the

country where the research has been carried out. Manuscripts must be accompanied by a statement that the experiments were undertaken with the understanding and written consent of each subject and according to the above mentioned principles. A statement regarding the fact that the study has been independently reviewed and approved by an ethical board should also be included. Editor reserve the right to reject papers if there are doubts as to whether appropriate procedures have been used.

When experimental animals are used the methods section must clearly indicate that adequate measures were taken to minimize pain or discomfort. Experiments should be carried out in accordance with the Guidelines laid down by the National Institute of Health (NIH) in the USA regarding the care and use of animals for experimental procedures or with the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/EEC) and in accordance with local laws and regulations.

2.3 Clinical Trials

Clinical trials should be reported using the CONSORT guidelines available at www.consort-statement.org. A [CONSORT checklist](#) should also be included in the submission material.

Clinical Oral Implants Research encourages authors submitting manuscripts reporting from a clinical trial to register the trials in any of the following free, public clinical trials registries: www.clinicaltrials.gov, <http://clinicaltrials-dev.ifpma.org/>, <http://isrctn.org/>. The clinical trial registration number and name of the trial register will then be published with the paper.

2.4 Conflict of Interest and Source of Funding

Clinical Oral Implants Research requires that sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Suppliers of materials should be named and their location (town, state/county, country) included. Information concerning conflict of interest and sources of funding should be included under Acknowledgements.

2.5 Appeal of Decision

The decision on a paper is final and cannot be appealed.

2.6 Permissions

If all or parts of previously published illustrations are used, permission must be obtained from the copyright holder concerned. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

2.7 Copyright Assignment

Authors submitting a paper do so on the understanding that the work and its essential substance have not been published before and is not being considered for publication elsewhere. The submission of the manuscript by the authors means that the authors automatically agree to assign copyright to Blackwell Publishing if and when the manuscript is accepted for publication. The work shall not be published elsewhere in any language without the written consent of the publisher. The articles published in this journal are protected by copyright, which covers translation rights and the exclusive right to reproduce and distribute all of the articles printed in the journal. No material published in the journal may be stored on microfilm or videocassettes or in electronic database and the like or reproduced photographically without the prior written permission of the publisher.

Correspondence to the journal is accepted on the understanding that the contributing author licences the publisher to publish the letter as part of the journal

or separately from it, in the exercise of any subsidiary rights relating to the journal and its contents.

Upon acceptance of a paper, authors are required to assign the copyright to publish their paper to Blackwell Publishing. Assignment of the copyright is a condition of publication and papers will not be passed to the publisher for production unless copyright has been assigned. (Papers subject to government or Crown copyright are exempt from this requirement; however, the form still has to be signed). A completed Copyright Transfer Agreement must be sent before any manuscript can be published. Authors must send the completed Copyright Transfer Agreement upon receiving notice of manuscript acceptance, i.e., do not send the Copyright Transfer Agreement at submission. Please return your completed form to:

Production Editor
Wiley Services Singapore Pte Ltd
600 North Bridge Road, #05-01 Parkview Square
Singapore 188778

Alternatively a scanned version of the form can be emailed to clr@oxon.blackwellpublishing.com or faxed to +65 6295 6202. For questions concerning copyright, please visit [Blackwell Publishing's Copyright FAQ](#)

3. SUBMISSION OF MANUSCRIPTS

Manuscripts should be submitted electronically via the online submission site <http://mc.manuscriptcentral.com/coir>. The use of an online submission and peer review site enables immediate distribution of manuscripts and consequentially speeds up the review process. It also allows authors to track the status of their own manuscripts. Complete instructions for submitting a paper is available online and below. Further assistance can be obtained from the Editorial Assistant Ms. Brigitte Baur. E-mail: coir@zmk.unibe.ch

3.1. Getting Started

Launch your web browser (supported browsers include Internet Explorer 6 or higher, Netscape 7.0, 7.1, or 7.2, Safari 1.2.4, or Firefox 1.0.4) and go to the journal's online Submission Site: <http://mc.manuscriptcentral.com/coir>

- Log-in or click the 'Create Account' option if you are a first-time user.
- If you are creating a new account.
 - After clicking on 'Create Account', enter your name and e-mail information and click 'Next'. Your e-mail information is very important.
 - Enter your institution and address information as appropriate, and then click 'Next.'
 - Enter a user ID and password of your choice (we recommend using your e-mail address as your user ID), and then select your area of expertise. Click 'Finish'.
- If you have an account, but have forgotten your log in details, go to Password Help on the journals online submission system <http://mc.manuscriptcentral.com/coir> and enter your e-mail address. The system will send you an automatic user ID and a new temporary password.
- Log-in and select Corresponding Author Center.

3.2. Submitting Your Manuscript

- After you have logged in, click the 'Submit a Manuscript' link in the menu bar.
- Enter data and answer questions as appropriate. You may copy and paste directly from your manuscript and you may upload your pre-prepared covering letter.
- Click the 'Next' button on each screen to save your work and advance to the next

screen.

- You are required to upload your files.
 - Click on the 'Browse' button and locate the file on your computer.
 - Select the designation of each file in the drop-down menu next to the Browse button.
 - When you have selected all files you wish to upload, click the 'Upload Files' button.
- Review your submission (in HTML and PDF format) before sending to the Journal. Click the 'Submit' button when you are finished reviewing.

3.3. Manuscript Files Accepted

Manuscripts should be uploaded as Word (.doc) or Rich Text Format (.rft) files (not write-protected) plus separate figure files. GIF, JPEG, PICT or Bitmap files are acceptable for submission, but only high-resolution TIF or EPS files are suitable for printing. The files will be automatically converted to HTML and PDF on upload and will be used for the review process. The text file must contain the entire manuscript including title page, abstract, text, references, tables, and figure legends, but no embedded figures. In the text, please reference figures as for instance 'Figure 1', 'Figure 2' etc to match the tag name you choose for the individual figure files uploaded. Manuscripts should be formatted as described in the Author Guidelines below. Please note that any manuscripts uploaded as Word 2007 (.docx) will be automatically rejected. Please save any .docx file as .doc before uploading.

3.4. Blinded Review

All manuscripts submitted to *Clinical Oral Implants Research* will be reviewed by two experts in the field. *Clinical Oral Implants Research* uses single blinded review. The names of the reviewers will thus not be disclosed to the author submitting a paper.

3.5. Suggest a Reviewer

Clinical Oral Implants Research attempts to keep the review process as short as possible to enable rapid publication of new scientific data. In order to facilitate this process, please suggest the names and current email addresses of one potential international reviewer whom you consider capable of reviewing your manuscript. In addition to your choice the journal editor will choose one or two reviewers as well.

3.6. Suspension of Submission Mid-way in the Submission Process

You may suspend a submission at any phase before clicking the 'Submit' button and save it to submit later. The manuscript can then be located under 'Unsubmitted Manuscripts' and you can click on 'Continue Submission' to continue your submission when you choose to.

3.7. E-mail Confirmation of Submission

After submission you will receive an e-mail to confirm receipt of your manuscript. If you do not receive the confirmation email after 24 hours, please check your e-mail address carefully in the system. If the e-mail address is correct please contact your IT department. The error may be caused by some sort of spam filtering on your e-mail server. Also, the e-mails should be received if the IT department adds our email server (uranus.scholarone.com) to their whitelist.

3.8. Manuscript Status

You can access ScholarOne Manuscripts (formerly known as Manuscript Central) any time to check your 'Author Centre' for the status of your manuscript. The Journal will inform you by e-mail once a decision has been made.

3.9. Submission of Revised Manuscripts

To submit your revised manuscript, locate your manuscript under 'Manuscripts with

Decisions' and click on 'Submit a Revision' . Please remember to delete any old files uploaded when you upload your revised manuscript.

4. MANUSCRIPT TYPES ACCEPTED

Original research articles of high scientific merit in the field of material sciences, physiology of wound healing, biology of tissue integration of implants, diagnosis and treatment planning, prevention of pathologic processes jeopardizing the longevity of implants, clinical trials on implant systems, stomatognathic physiology related to oral implants, new developments in therapeutic concepts and prosthetic rehabilitation.

Review articles by experts on new developments in basic sciences related to implant dentistry and clinically applied concepts. Reviews are generally by invitation only and have to be approved by the Editor-in-Chief before submission.

Case reports and case series, but only if they provide or document new fundamental knowledge and if they use language understandable to the clinician.

Novel developments if they provide a technical novelty for any implant system.

Short communications of important research findings in a concise format and for rapid publication.

Treatment rational by experts with evidence-based treatment approach.

Proceedings of international meetings may also be considered for publication at the discretion of the Editor.

5. MANUSCRIPT FORMAT AND STRUCTURE

5.1. Page Charge

Articles exceeding 10 pages (including figures, tables and references) are subject to a charge of USD\$160 per additional page. One published page equates to approximately 3 manuscript pages or 650 words (excluding figures and tables).

5.2. Format

Language: The language of publication is English. Authors for whom English is a second language might choose to have their manuscript professionally edited by an English speaking person before submission to make sure the English is of high quality. A list of independent suppliers of editing services can be found at http://authorservices.wiley.com/bauthor/english_language.asp. All services are paid for and arranged by the author, and use of one of these services does not guarantee acceptance or preference for publication

Abbreviations, Symbols and Nomenclature: The symbol % is to be used for percent, h for hour, min for minute, and s for second. In vitro, in vivo, in situ and other Latin expressions are to be italicised. Use only standard abbreviations. All units will be metric. Use no roman numerals in the text. In decimals, a decimal point and not a comma will be used. Avoid abbreviations in the title. The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement. In cases of doubt, the spelling orthodoxy of Webster's third new international dictionary will be adhered to.

Scientific Names: Proper names of bacteria should be binomial and should be singly underlined on the typescript. The full proper name (e.g., *Streptococcus sanguis*) must be given upon first mention. The generic name may be abbreviated thereafter with the first letter of the genus (e.g., *S. sanguis*). If abbreviation of the generic name could cause confusion, the full name should be used. If the vernacular form of a genus name (e.g., streptococci) is used, the first letter of the vernacular name is not capitalised and the name is not underlined. Use of two letters of the genus (e.g., Ps. for *Peptostreptococcus*) is incorrect, even though it might avoid ambiguity. With regard to drugs, generic names should be used instead of proprietary names. If a proprietary name is used, it must be attached when the term is first used.

5.2. Structure

All manuscripts submitted to *Clinical Oral Implants Research* should include Title Page, Abstract, Main Text and Acknowledgements, Tables, Figures and Figure Legends as appropriate.

Title Page: should contain the title of the article, full name(s) of the authors (no more than 6) and institutional affiliation(s), a running title not exceeding 60 letters and spaces, and the name, telephone and fax numbers, email and complete mailing address of the author responsible for correspondence. The author must list appropriate key words for indexing purposes.

Abstract: should not to exceed 250 words. This should be structured into: objectives, material and methods, results, conclusions, and no other information.

Main Text of Original Research Article should include Introduction, Material and Methods, Results and Discussion.

Introduction: Summarise the rationale and purpose of the study, giving only strictly pertinent references. Do not review existing literature extensively. State clearly the working hypothesis.

Material and Methods: Material and methods should be presented in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.

Results: Present your results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all data in the tables and illustrations. The important observations should be emphasised.

Discussion: Summarise the findings without repeating in detail the data given in the Results section. Relate your observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations. Cite other relevant studies.

Main Text of Short Communications: Short communications are limited to two printed pages including illustrations and references and need not follow the usual division into material and methods, etc., but should have an abstract.

Acknowledgements: Acknowledge only persons who have made substantive contributions to the study. Authors are responsible for obtaining written permission from everyone acknowledged by name because readers may infer their endorsement of the data and conclusions. Sources of financial support should be acknowledged.

5.3. References

References should quote the last name(s) of the author(s) and the year of publication (Black & Miller 1988). Three or more authors should always be referred to as, for example, (Fox et al. 1977).

A list of references should be given at the end of the paper and should follow the recommendations in Units, symbols and abbreviations: a guide for biological and medical editors and authors (1988), p. 52, London: The Royal Society of Medicine.

a) The arrangement of the references should be alphabetical by author's surname.

b) The order of the items in each reference should be:

(i) for journal references:

name(s) of author(s), year, title of paper, title of journal, volume number, first and last page numbers.

(ii) for book references:

name(s) of author(s), year, title of book, edition, volume, chapter and/ or page number, town of publication, publisher.

c) Author's names should be arranged thus: Daniels, J.A., Kelly, R.A. & Til, T.C. Note the use of the ampersand and omission of comma before it. Author's names when repeated in the next reference are always spelled out in full.

d) The year of publication should be surrounded by parentheses: (1966).

e) The title of the paper should be included, without quotation marks.

f) The journal title should be written in full, italicised, and followed by volume number in bold type, and page numbers.

Examples:

Tonetti, M. S., Schmid, J., Hämmerle, C. H. & Lang, N. P. (1993) Intraepithelial antigen-presenting cells in the keratinized mucosa around teeth and osseointegrated implants. *Clinical Oral Implants Research* **4**: 177-186.

Poole, B., Ohkuma, S. & Warburton, M. (1978) Some aspects of the intracellular breakdown of erogenous and endogenous proteins. In: Segal, H.S. & Doyle, D.J., eds. Protein turnover and lysosome function, 1st edition, p. 43. New York: Academic Press.

We recommend the use of a tool such as [EndNote](#) or [Reference Manager](#) for reference management and formatting. EndNote reference styles can be searched for here: www.endnote.com/support/enstyles.asp. Reference Manager reference styles can be searched for here: www.refman.com/support/rmstyles.asp

5.4. Tables, Figures and Figure Legends

Tables: Tables should be numbered consecutively with Arabic numerals. Type each table on a separate sheet, with titles making them self-explanatory. Due regard should be given to the proportions of the printed page.

Figures: All figures should clarify the text and their number should be kept to a minimum. Details must be large enough to retain their clarity after reduction in size. Illustrations should preferably fill a single-column width (81 mm) after reduction, although in exceptional cases 120mm (double-column) and 168 mm (full page) widths will be accepted. Micrographs should be designed to be reproduced without reduction, and they should be dressed directly on the micrograph with a linear size scale, arrows, and other designators as needed. Each figure should have a legend

Preparation of Electronic Figures for Publication: Although low quality images

are adequate for review purposes, print publication requires high quality images to prevent the final product being blurred or fuzzy. Submit EPS (lineart) or TIFF (halftone/photographs) files only. MS PowerPoint and Word Graphics are unsuitable for printed pictures. Do not use pixel-oriented programmes. Scans (TIFF only) should have a resolution of 300 dpi (halftone) or 600 to 1200 dpi (line drawings) in relation to the reproduction size (see below). EPS files should be saved with fonts embedded (and with a TIFF preview if possible). For scanned images, the scanning resolution (at final image size) should be as follows to ensure good reproduction: lineart: >600 dpi; half-tones (including gel photographs): >300 dpi; figures containing both halftone and line images: >600 dpi.

Further information can be obtained at Blackwell Publishing's guidelines for figures: <http://authorservices.wiley.com/bauthor/illustration.asp>

Check your electronic artwork before submitting it: <http://authorservices.wiley.com/bauthor/eachecklist.asp>

Permissions: If all or parts of previously published illustrations are used, permission must be obtained from the copyright holder concerned. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

6. AFTER ACCEPTANCE

Upon acceptance of a paper for publication, the manuscript will be forwarded to the Production Editor who is responsible for the production of the journal.

6.1 Proof Corrections

The corresponding author will receive an email alert containing a link to a web site. A working email address must therefore be provided for the corresponding author. The proof can be downloaded as a PDF (portable document format) file from this site. Acrobat Reader will be required in order to read this file. This software can be downloaded (free of charge) from the following Web site: www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html. This will enable the file to be opened, read on screen, and printed out in order for any corrections to be added. Further instructions will be sent with the proof. Hard copy proofs will be posted if no e-mail address is available; in your absence, please arrange for a colleague to access your e-mail to retrieve the proofs. Proofs must be returned to the Production Editor within three days of receipt.

Excessive changes made by the author in the proofs, excluding typesetting errors, will be charged separately. Other than in exceptional circumstances, all illustrations are retained by the publisher. Please note that the author is responsible for all statements made in his work, including changes made by the copy editor.

Articles should not normally exceed 10 printed pages, including illustrations and references. Additional pages will be charged to the author(s) at the rate of USD 160 per page.

6.2 Early View (Publication Prior to Print)

Clinical Oral Implants Research is covered by Blackwell Publishing's Early View service. Early View articles are complete full-text articles published online in advance of their publication in a printed issue. Early View articles are complete and final. They have been fully reviewed, revised and edited for publication, and the authors' final corrections have been incorporated. Because they are in final form, no changes can be made after online publication. The nature of Early View articles means that they do not yet have volume, issue or page numbers, so Early View

articles cannot be cited in the traditional way. They are therefore given a Digital Object Identifier (DOI), which allows the article to be cited and tracked before it is allocated to an issue. After print publication, the DOI remains valid and can continue to be used to cite and access the article.

6.3 Author Services

Online production tracking is available for your article through Wiley-Blackwell's Author Services. Author Services enables authors to track their article - once it has been accepted - through the production process to publication online and in print. Authors can check the status of their articles online and choose to receive automated e-mails at key stages of production. The author will receive an e-mail with a unique link that enables them to register and have their article automatically added to the system. Please ensure that a complete e-mail address is provided when submitting the manuscript. Visit <http://authorservices.wiley.com/bauthor/> for more details on online production tracking and for a wealth of resources including FAQs and tips on article preparation, submission and more.

For more substantial information on the services provided for authors, please see [Wiley-Blackwell Author Services](#)

6.4 Author Material Archive Policy

Please note that unless specifically requested, Blackwell Publishing will dispose of all hardcopy or electronic material submitted two months after publication. If you require the return of any material submitted, please inform the editorial office or production editor as soon as possible.

6.5 Offprints

A PDF offprint of the online published article will be provided free of charge to the corresponding author, and may be distributed subject to the Publisher's terms and conditions. Additional paper offprints may be ordered online. Please click on the following link, fill in the necessary details and ensure that you type information in all of the required fields: [Offprint.Cosprinters](#). If you have queries about offprints please e-mail offprint@cosprinters.com

6.6 Note to NIH Grantees

Pursuant to NIH mandate, Wiley-Blackwell will post the accepted version of contributions authored by NIH grant-holders to PubMed Central upon acceptance. This accepted version will be made publicly available 12 months after publication. For further information, see www.wiley.com/go/nihmandate

Anexo D- Referências (Introdução Geral)

1. Bergkivist G, Sahlholm S, Nilner K, et al. Implant-supported fixed prostheses in the edentulous maxilla 2-year clinical and radiological follow-up of treatment with non-submerged ITI implants. *Clin Oral Implants Res* 2004 Jun; 15 (3): 351-9.
2. Coelho PG, Cardaropoli G, Suzuki M, et al. Early healing of nanothickness bioceramic coatings on dental implants. An experimental study em dogs. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009 Feb; 88(2): 387-93.
3. Van Steenberghe, Jacobs R, Desnyder M, et al. The relative impact of local and endogenous patient-related factors on implant failure up to the abutment stage. *Clin Oral Implants Res*. 2002 Dec; 13: 617-22.
4. Cho SA, Jung SK. A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia. *Biomaterials* 2003 Nov; 24 (26): 4859-63.
5. Xavier SP, Carvalho PSP, Beloti MM, et al. Response of rat bone marrow cells to commercially pure titanium submitted to different surface treatments. *J Dent* 2003 Mar; 31(3): 173-180.
6. Buser D, Brogini N, Wieland M, et al. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res*. 2004 Jul; 83(7):529-33.
7. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). *Clin Oral Implants Res* 2001; 12 (3): 196-201.
8. Lin A, Wang CJ, Kelly J, et al. The role of titanium implant surface modification with hydroxyapatite nanoparticles in progressive early bone-

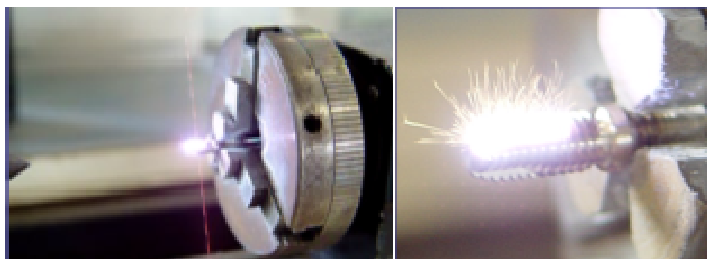
- implant fixation in vivo. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Sep-Oct; 24(5):808-16.
9. Trisi P, Lazzara R, Rebaudi A, et al. Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the human maxilla. *J Periodontol*. 2003 Jul;74(7):945-56.
 10. Braga FJC, Marques RFC, Filho EA, et al.. Surface modification of Ti dental implants by Nd:YVO₄ laser irradiation. *Appl Surf Sci* 2007; 253(23): 9203-9208.
 11. Klokkevold PR, Johnson P, Dadgostari S, et al. Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res* 2001 Aug; 12(4): 350-357.
 12. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Sep; 20 Suppl 4:172-84. Review.
 13. György E, Pérez Del Pino A, Serra P, et al. Chemical composition of dome-shaped structures grown on titanium by multi-pulse Nd:YAG laser irradiation. *Appl Surface Sci* 2004; 222: 415-422.
 14. Faeda RS, Tavares HS, Sartori R, et al. Evaluation of titanium implants with surface modification by laser beam. Biomechanical study in rabbit tibias. *Braz Oral Res* 2009; 23(2):137-43.
 15. Hayakawa T, Yoshinari M, Nemoto K, et al. Effect of surface roughness and calcium phosphate coating on the implant/bone response. *Clin Oral Implants Res*. 2000 Aug; 11(4):296-304.
 16. Park EK, Lee YE, Choi JY, et al. Cellular biocompatibility and stimulatory effects of calcium metaphosphate on osteoblastic differentiation of

- human bone marrow-derived stromal cells. *Biomaterials*. 2004 Aug; 25(17):3403-11.
17. Daculsi G, Laboux O, Malard O, et al. Current state of the art of biphasic calcium phosphate bioceramics. *J Mater Sci Mater Med*. 2003 Mar; 14(3):195-200.
18. 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 Sept-Oct; 17(5):536-43.
19. Guo L, Li H. Fabrication and characterization of thin nano-hydroxyapatite coatings on titanium. *Surf. Coatings Technol*. 2004; 185: 268-274.
20. Palka V, Postrkova E, Koerten HK. Some characteristics of hydroxyapatite powders after plasma spraying. *Biomaterials* 1998 Oct; 19(19): 1763-72.
21. Oyane A, Onuma K, Ito A, et al. Formation and growth of clusters in conventional and new kinds of simulated body fluids. *J Biomed Mater Res A*. 2003 Feb 1;64(2):339-48.
22. Kokubo T, Takadama H. How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity? *Biomaterials* 2006 May; 27 (15):2907-15.
23. Moritz N, Jokinen M, Peltola T, et al. Local induction of calcium phosphate formation on TiO₂ coatings on titanium via surface treatment with a CO₂ laser. *J Biomed Mater Res A*. 2003 Apr 1;65(1):9-16.
24. Forsgren J, Svahn F, Jarmar T, Engkvist H. Formation and adhesion of biomimetic hydroxyapatite deposited on titanium substrates. *Acta Biomater* 2007 Nov; 3 (6):980-4.

Anexo E - Figuras



Figura 1 - aparelho de laser Yb pulsado.



Figuras 2 e 3- o implante é fixado no torno rotatório e o feixe de laser é projetado sobre toda a superfície das espiras do implante, sob atmosfera ambiente.



Figura 4- MEV, modelo XL 30 TMP, FEG, Philips, XL Series, com detector Oxford incaX-sight, Holanda, 97.

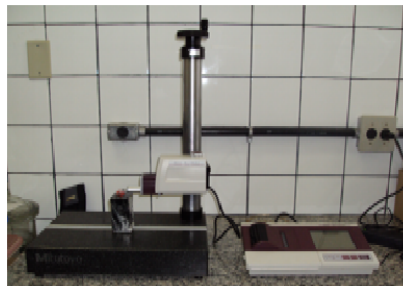


Figura 5- Equipamento utilizado para análise da Rm (Contact Angle System, vídeo-based Dataphysics).

Procedimento Cirúrgico



Figura 6 - Incisão dermo-periosteal na região de metáfise tibial.

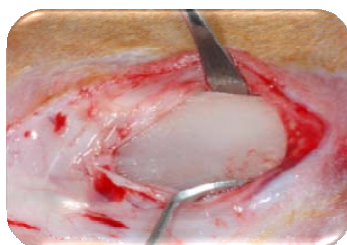


Figura 7 - Descolamento para exposição do leito receptor.

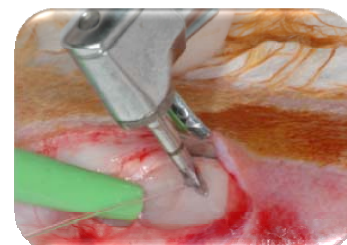


Figura 8 - Início da perfuração do leito receptor com a fresa lança.



Figura 9 - Fresa helicoidal de 2,0mm.

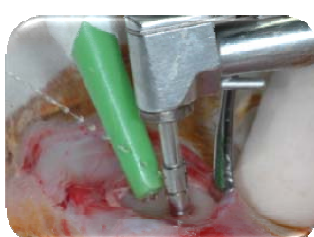


Figura 10 - Fresa piloto de 2,0/3,0mm.

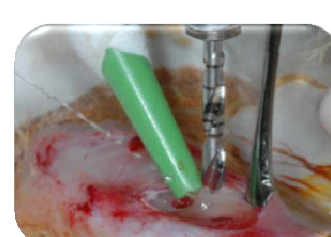


Figura 11 - Fresa helicoidal de 3.0mm.



Figura 12 – Instalação do implante.

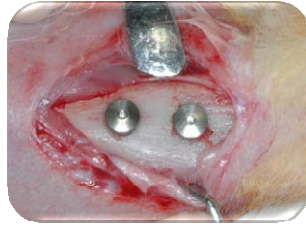


Figura 13 – Leito receptor após instalação dos implantes.

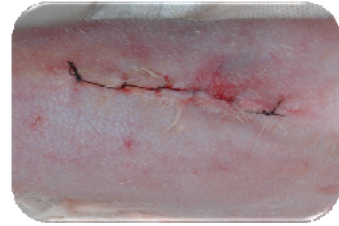


Figura 14 – Sutura com fio de nylon 4-0 no plano dérmico.

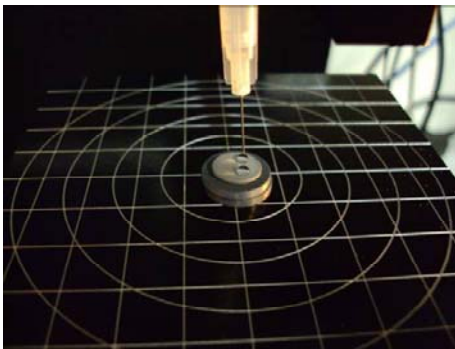


Figura 15 – Molhamento inadequado da SA.

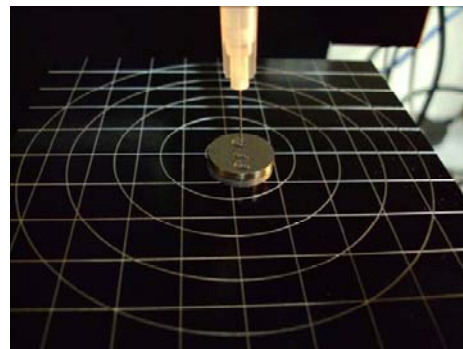


Figura 16 – Molhamento inadequado da SU.



Figuras 17 e 18 - Adaptação do monta-implante ao hexágono externo do mesmo e conexão do torquímetro.



Figura 19 - Início do movimento anti-horário para remoção do implante



Figura 20- movimento anti-horário aumentando-se o torque-reverso até a rotação do implante no interior do tecido ósseo (N.cm).

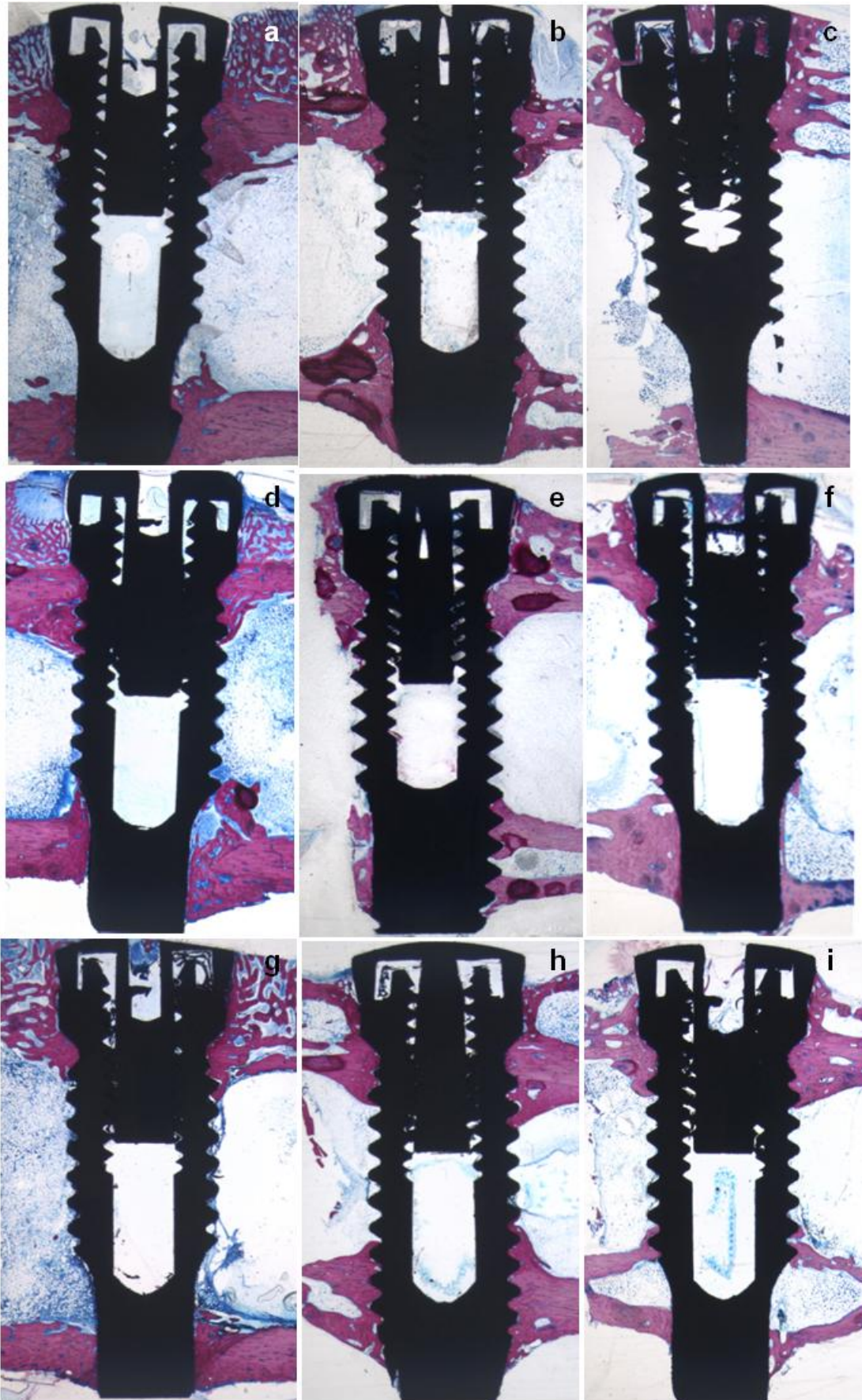


Figura 21 – Visão total do implante por meio de uma lupa (Leica MZ-6, Alemanha) e sua interface com o tecido ósseo (aumento de 4X). a-c: SL; d-f: SHAST; g-i: SHACT aos 30, 60 e 90 dias, respectivamente.



Figura 22 – Visão total do implante por meio de uma lupa estereoscópica (Leica MZ-6, Alemanha) e sua interface com o tecido ósseo (aumento de 4X). a-c: SA; d-f: SU aos 30, 60 e 90 dias, respectivamente.

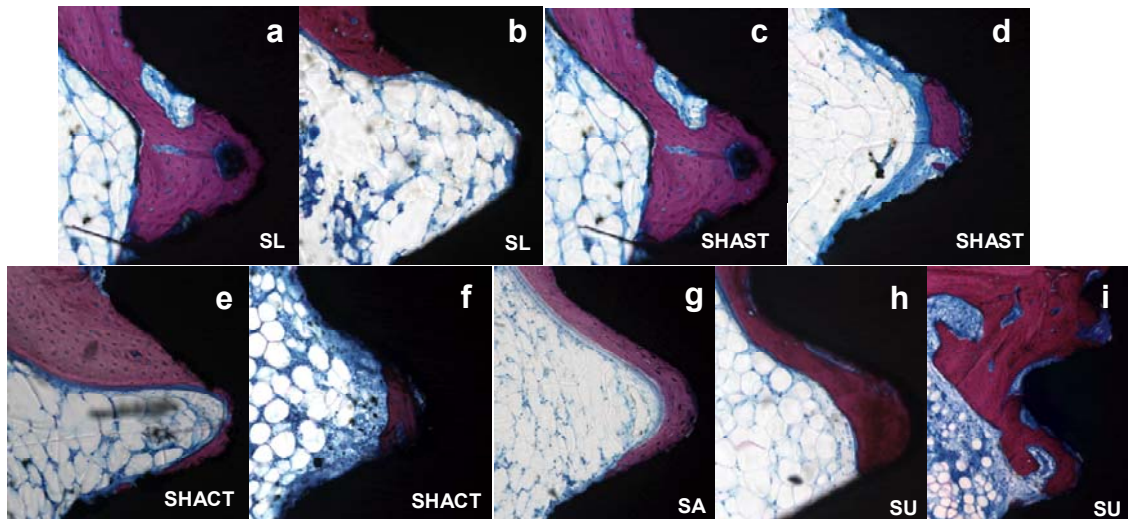


Figura 23 a-h: Cortes Histológicos não-descalcificados da região medular (azul de Estevenel e fucsina ácida, a-h: aumento de 200X; i: aumento de 100X). Verifica-se a capacidade de formação óssea das superfícies em uma área caracterizada pela ausência de tecido ósseo.

Obs: Entretanto, essa região não foi quantificada no presente estudo, devido à grande alteração que ocorre nessa área durante o processamento desses cortes não-descalcificados, tendo em vista que a resina utilizada na inclusão dessas peças (Technovit 7200, VLC) desfavorece sobremaneira a preservação dos tecidos nessa área durante a infiltração.

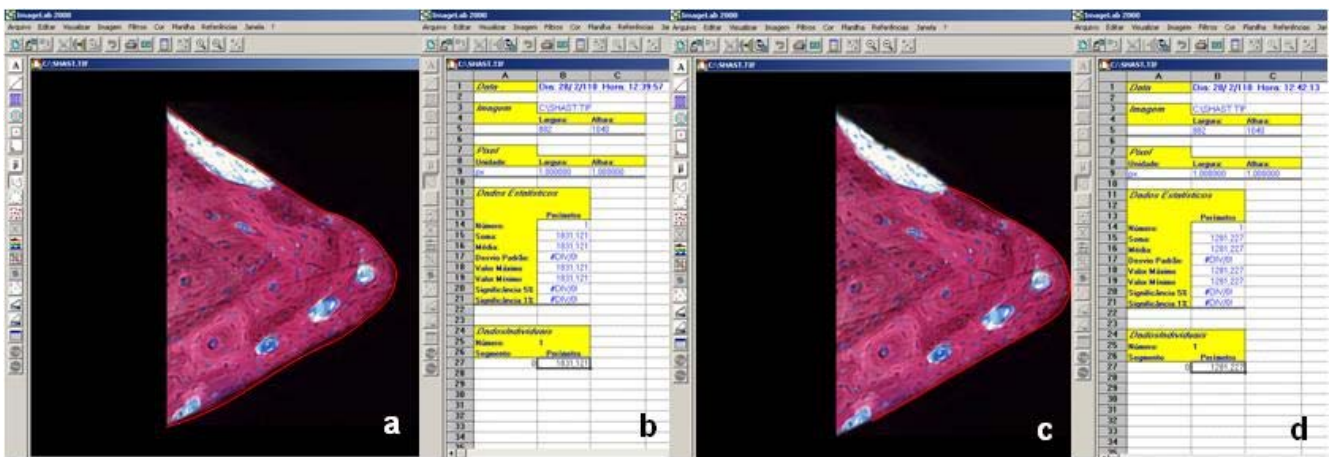


Figura 24 – Análise histométrica da extensão linear de contato entre o tecido ósseo e a superfície do implante (ELCOI) em porcentagem. a,b: extensão linear de contato total da espira. c,d: ELCOI.

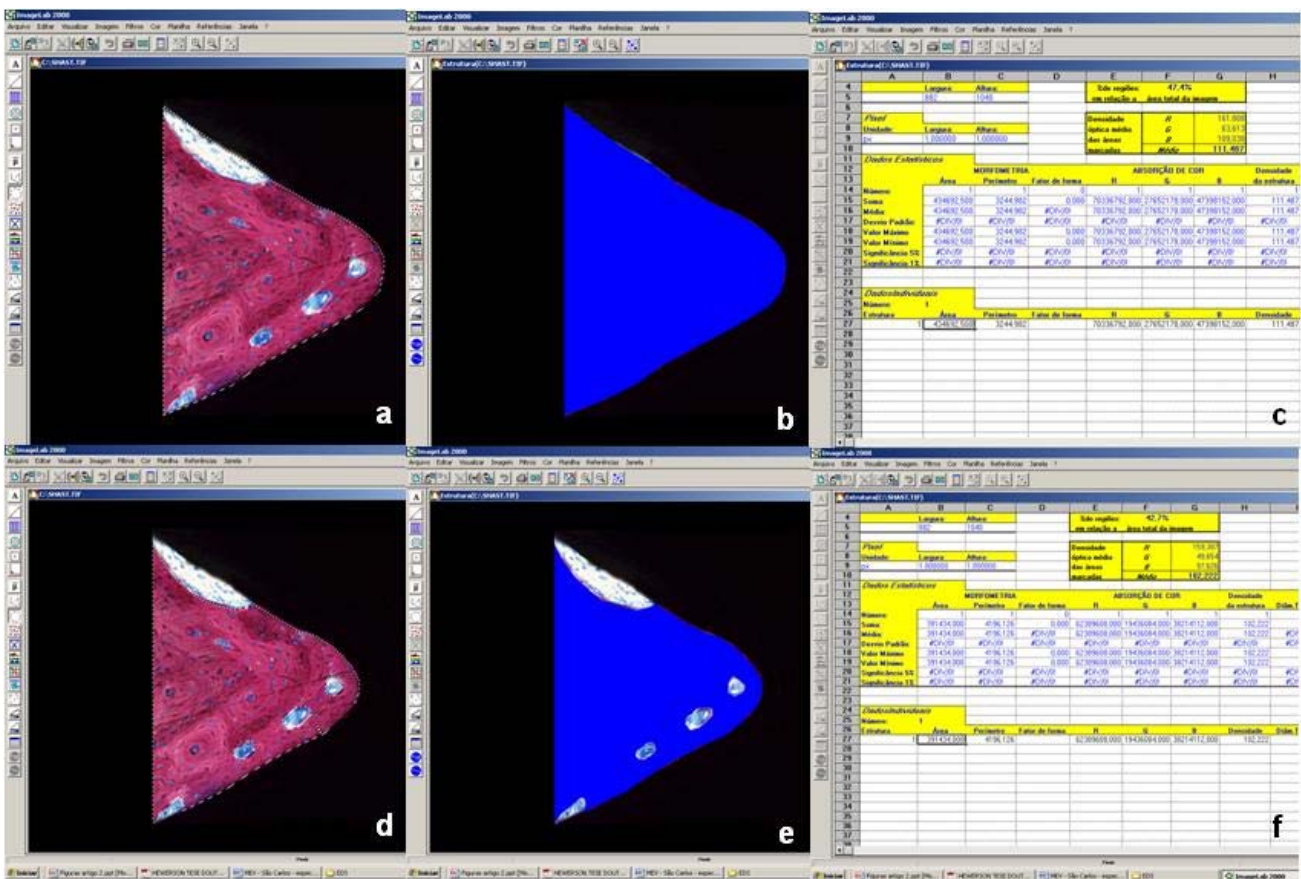


Figura 25 – Análise histométrica da área óssea entre as espiras do implante (AO) em porcentagem. a,b,c: AO total entre as espiras. d,e,f: AO entre as espiras.

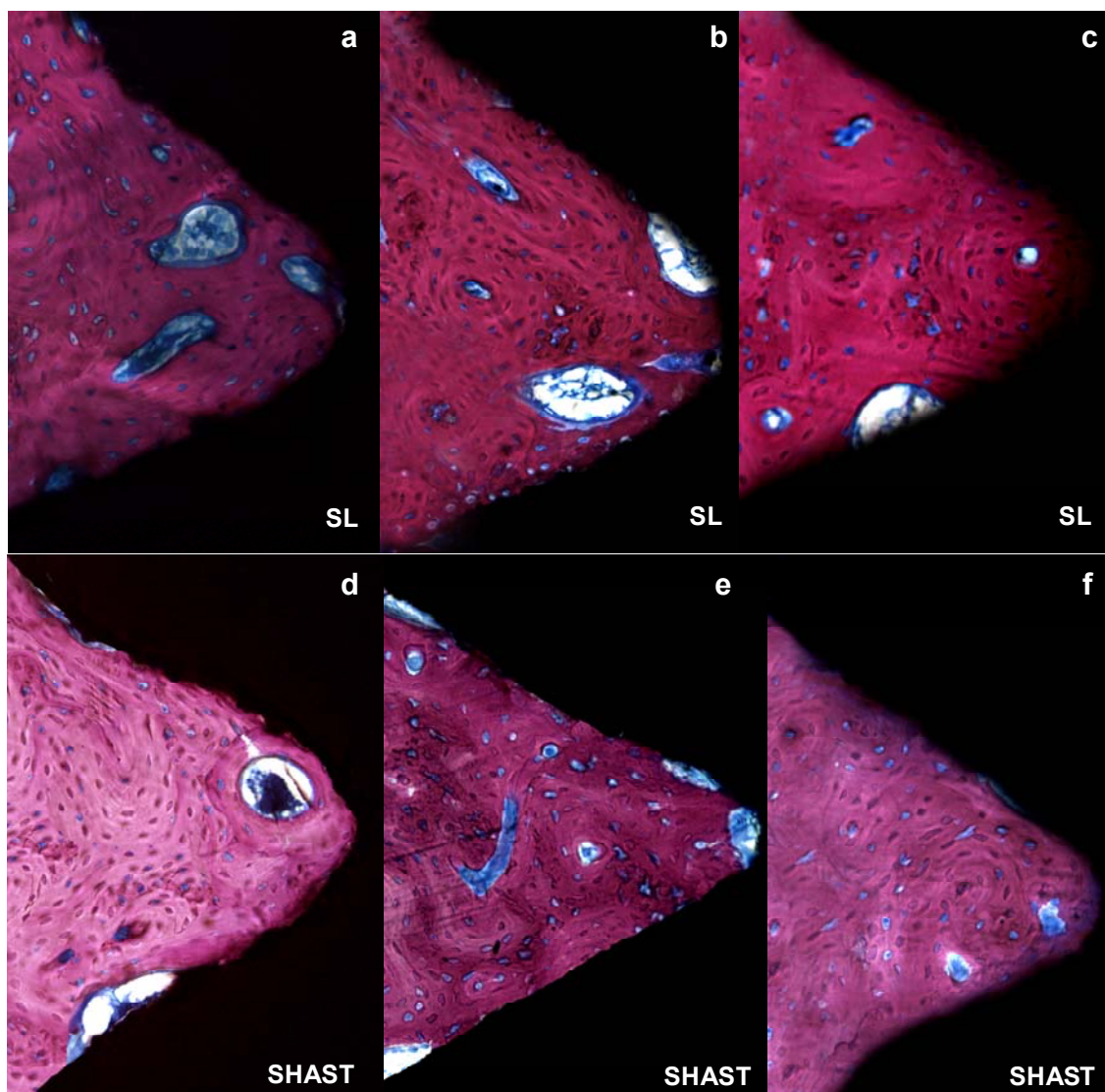


Figura 26 - Cortes histológicos não-descalcificados da região cortical superior entre as espiras do implante (azul de Estevenel e fucsina ácida, aumento de 200X). a-c, d-f: SL e SHAST nos períodos de 30, 60 e 90 dias, respectivamente.

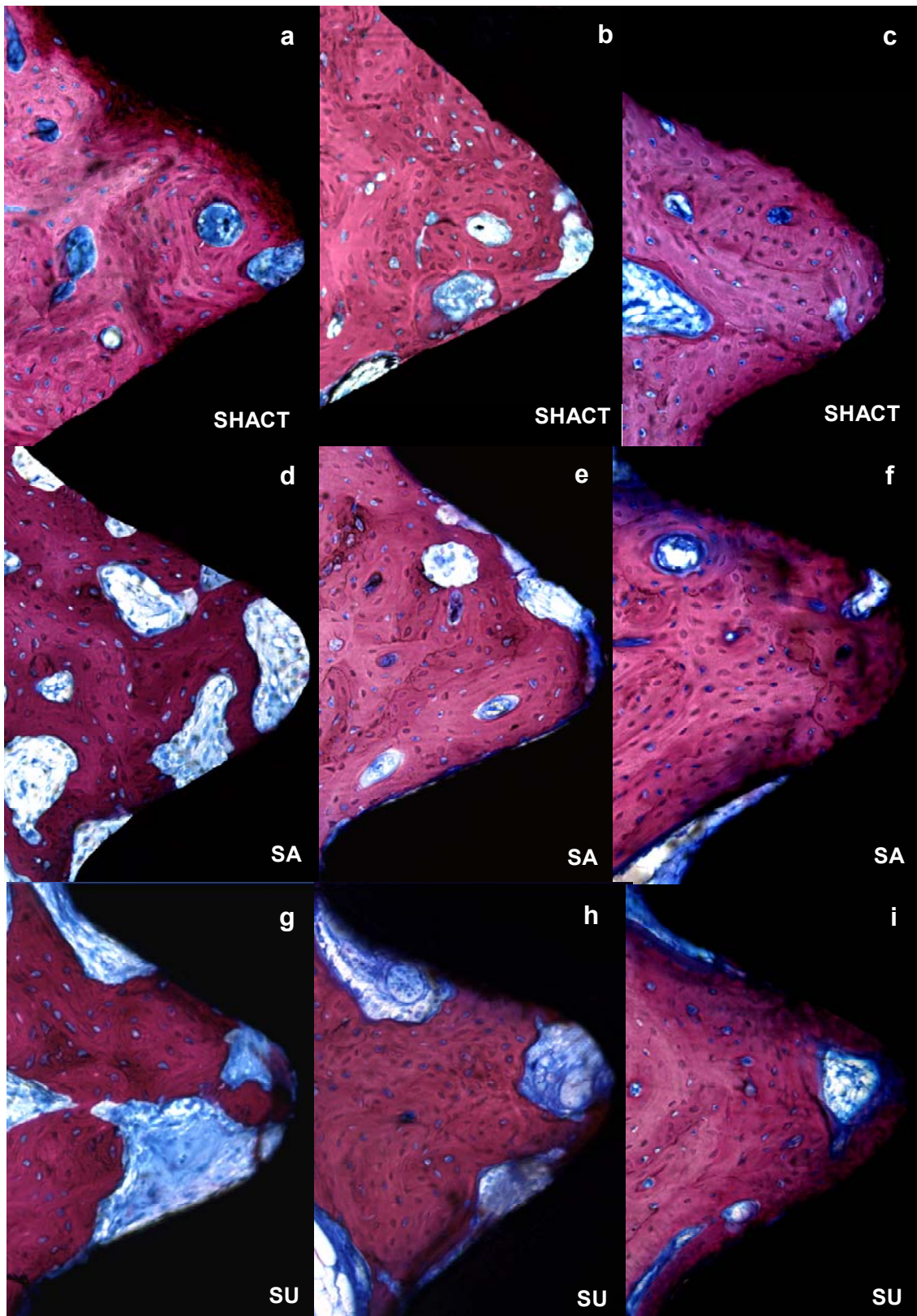


Figura 27 - Cortes histológicos não-descalcificados da região cortical superior entre as espiras do implante (azul de Estevenel e fucsina ácida, aumento de 200X). a-c, d-f, g-i: SHACT, SA e SU nos períodos de 30, 60 e 90 dias, respectivamente.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)