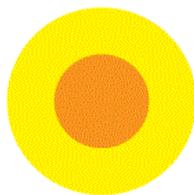


Dissertação de Mestrado

Cirurgia Oral

Comparação, *in vitro*, da hidroflicidade de superfície em seis tipos de implantes usados em medicina dentária

João Miguel Farias



Julho, 2016

Comparação, *in vitro*, da hidroflicidade de superfície em seis tipos de implantes usados em medicina dentária

João Miguel Farias

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto para obtenção do grau de Mestre em Cirurgia Oral

Elaborada sob orientação de:

Professor Doutor António de Campos Felino, Professor Catedrático da Faculdade Medicina Dentária Universidade do Porto.

Porto, Julho de 2016

Parcialmente financiado pela: Klockner; Straumann; Astra Tech; Emfils

FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO

Membros do Conselho Científico

Prof. Doutor Afonso Manuel Pinhão Ferreira (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor António Cabral de Campos Felino (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor António Marcelo Azevedo Miranda (Prof. Auxiliar)

Prof. Doutora Ana Paula Coelho Macedo Augusto (Prof. Auxiliar)

Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva (Prof. Associado c/agregação)

Prof. Doutor Filipe Poças de Almeida Coimbra (Prof. Associado c/agregação)

Prof. Doutor Germano Neves Pinto Rocha (Prof. Associado)

Prof. Doutora Irene Graça Azevedo Pina Vaz (Prof. Associada)

Prof. Doutora Inês Alexandra Costa Morais Caldas (Prof. Auxiliar c/agregação)

Prof. Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor João Fernando Costa Carvalho (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Jorge Manuel Carvalho Dias Lopes (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor José António Macedo Carvalho Capelas (Prof. Associado c/agregação)

Prof. Doutora Maria Benedita A. Garrett de Sampaio Maia Marques (Prof. Auxiliar)

Prof. Doutora Maria Cristina P. C. Mendonça de Figueiredo Pollmann (Prof. Associada)

Prof. Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva (Prof. Catedrática)

Prof. Doutora Maria Helena Raposo Fernandes (Prof. Catedrática)

Prof. Doutora Maria de Lurdes Ferreira Lobo Pereira (Prof. Auxiliar)

Prof. Doutor Mário Jorge Rebolho Fernandes da Silva (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Mário Ramalho Vasconcelos (Prof. Associado c/agregação)

Prof. Doutor Miguel Fernando Silva Gonçalves Pinto (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Paulo Rui Galvão Ribeiro Melo (Prof. Associado c/agregação)

Prof. Doutor Pedro Manuel Vasconcelos Mesquita (Prof. Auxiliar)

Prof. Doutor Pedro de Sousa Gomes (Prof. Auxiliar)

Prof. Doutor Ricardo Manuel Casaleiro Lobo de Faria e Almeida (Prof. Catedrático)

Professores Jubilados

Prof. Doutor Adão Fernando Pereira (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Amílcar Almeida Oliveira (Prof. Associado - †)

Prof. Doutor António Manuel Machado Capelas (Prof. Associado - †)

Prof. Dr Artur Rego Alves Pinho (Prof. Auxiliar Convidado)

Dr. António Ulisses Matos dos Santos (Assistente Convidado)

Prof. Doutor Durval Manuel Belo Moreira (Prof. Associado c/Agregação)

Prof. Doutor Francisco António Rebelo Morais Caldas (Prof. Catedrático)

Dr. José Maria Vaz Osório (Assistente Convidado - †)

Prof. Doutor José Serra Silva Campos Neves (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Manuel Desport Marques (Prof. Associado Convidado - †)

Prof. Doutor Manuel Guedes de Figueiredo (Prof. Associado)

Docentes Aposentados

Prof. Doutor António Manuel Guerra Capelas (Prof. Auxiliar)

Prof. Dr. Artur Manuel Osório de Araújo (Prof. Associado Convidado)

Prof. Doutor Fernando Jorge Morais Branco (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Fernando José Brandão Martins Peres (Prof. Catedrático - †)

Prof. Doutor José Albertino Cruz Lordelo (Prof. Associado c/agregação)

Prof. Doutor José Carlos Pina Almeida Rebelo (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Manuel Pedro da Fonseca Paulo (Prof. Catedrático)

Prof. Doutora Maria Adelaide Macedo Carvalho Capelas (Prof. Associada - †)

Prof. Doutora Maria Purificação Valenzuela Sampaio Tavares (Prof. Catedrática)

Prof. Doutor Rogério Serapião Martins Aguiar Branco (Prof. Catedrático)

Aos **Meus Pais e Irmã**

À **Joana** por ter estado sempre presente, sem ela este trabalho não teria sido possível.

Resumo

Introdução: Diversas propriedades da superfície dos implantes tais como: a textura, composição, presença de impurezas, energia de superfície e molhabilidade podem interferir no processo de osseointegração. A molhabilidade caracteriza-se pela tendência ou não de um líquido se espalhar sobre uma determinada superfície, interferindo na capacidade de absorção de proteínas, formação e manutenção do coágulo, adesão/diferenciação celular, repercutindo-se num processo de cicatrização/osseointegração mais célere.

Objectivos: O presente estudo pretende estabelecer uma comparação, *in vitro*, da molhabilidade de superfície em seis tipos de implantes usados em medicina dentária através do princípio de wilhelmy.

Materiais e Métodos: A amostra do estudo é composta por seis tipos de implantes de cinco fabricantes distintos (Emfils, Klockner, Nobel, Astra, Straumann SLA e SLActive), onde se pretende comparar a sua afinidade para a água ultrapura, através da medição do ângulo de contacto aquando da sua imersão/emersão no meio aquoso. O equipamento utilizado foi o tensiómetro de superfície NIMA DST9005 capaz de medir diferentes valores de ângulo contacto durante o procedimento de imersão e emersão dos implantes. Foram registados as médias de valores do ângulo de contacto de três amostras iguais para cada tipo de implante. Dentro dos valores obtidos, apenas os valores do ângulo contacto acima dos 10mm de profundidade foram usados como termo de comparação.

Resultados: Para cada tipo de implante estudado, uma equação de regressão linear foi estimada com base na relação entre a profundidade e o ângulo de contacto de três amostras iguais. Sendo verificado que a superfície SLActive da Straumann é a que apresenta melhores características hidrofílicas e a superfície TiUnite da Nobel o que apresenta características mais hidrofóbicas. Apenas cinco comparações não demonstraram diferenças significantes no teste post-hoc de Games-Howell: Astra-Nobel; Colosso-klockner; Colosso-Roxolid SLA; Klockner- Roxolid SLA; Klockner-SLActive.

Conclusões: A molhabilidade de superfície assume-se como uma propriedade importante para acelerar o processo de osseointegração e por conseguinte de reabilitação protética do paciente. Depois de ocorrida a osseointegração a qualidade da

interface osso-implante não é diferente entre implantes de superfície hidrofílica ou hidrofóbica.

Palavra-chave: implantes dentários; molhabilidade; osseointegração; tensiômetro de Wilhelmy

Abstract

Introduction: Various properties of the implant surface such as texture, composition, presence of impurities, surface energy and wettability can interfere with the osseointegration process. The wettability is characterized by a tendency or not a liquid is spread over a certain surface area, interfering with the absorbency of proteins, as well as formation and maintenance of clot adhesion / cell differentiation, reflecting on a healing process - faster osseointegration.

Objectives: The present study intends to make a comparison *in vitro* of surface wettability in six types of implants used in dental surgery through Wilhelmy principle

Materials and Methods: The study sample is composed of six types of implants from five different manufacturers (Emfils, Klockner, Nobel, Astra, Straumann SLA e SLActive), where it is intended to compare the affinity for ultrapure water by measuring the contact angle upon its immersion. The equipment used in this study was Surface Tensiometer NIMA DST9005, capable of measuring different contact angle values during the immersion and emersion of the implant procedure. The contact angle values were recorded for three identical samples of each type of implant. Within the obtained values, only contact angle values above 10 mm depth were used as a comparison.

Results: For each type of implant study, one regression equation was estimated based on the relation between the depth and the contact angle of three identical samples. It is verified that the SLActive Straumann presents the most hydrophilic characteristics, while Nobel TiUnite features more hydrophobic characteristics. Only five comparisons showed no significant differences in the post-hoc test of Games-Howell: Astra-Nobel; Colosso-Klockner; Colosso-Roxolid SLA; Klockner- Roxolid SLA; Klockner-SLActive

Conclusions: The surface wettability is assumed as an important property to accelerate the process of osseointegration and consequently in prosthetic rehabilitation. After the osseointegration process, the quality of the bone - implant interface is no different for hydrophilic or hydrophobic surface implants

Keyword: *dental implants, wettability, osseointegration, Wilhelmy tensiometer*

AGRADECIMENTOS

A concretização deste trabalho apenas se tornou possível pelo apoio e envolvimento incondicional de várias pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para a harmonia e equilíbrio necessários à sua conclusão.

Cabe-me, em particular, agradecer ao Professor Doutor António Campos Felino pelo seu contributo e orientação no meu trabalho. Os seus conhecimentos e experiência transmitidos desde a minha licenciatura foram de uma enorme riqueza para o meu desenvolvimento profissional.

Ao Professor Doutor João Araújo Pereira Coutinho e em especial ao Professor Doutor Pedro Jorge Marques de Carvalho do departamento de Química da Universidade de Aveiro por toda a ajuda, dedicação e pela total disponibilidade que sempre revelaram para comigo. O seu apoio foi determinante na elaboração deste trabalho.

A todos os professores e auxiliares da Faculdade de Medicina Dentária Universidade do Porto, e aos meus colegas do VII Mestrado em Cirurgia Oral que me acompanharam neste percurso académico.

Aos amigos Pedro Horta e Patrícia Lito pela ajuda e disponibilidade.

ABREVIATURAS

a.C – Antes de Cristo

AL₂O₂ – Óxido alumínio

BIC – Bone implant contact

bFGF – Basic fibroblast growth factor

CICECO – Centro de Investigação em Materiais Cerâmicos e Compósitos

DM – Diabetes Mellitus

ePTFE – Politetrafluoretileno expandido

HCl – Ácido clorídrico

H₂SO₄ – Ácido sulfúrico

HNO₃ – Ácido nítrico

HF – Ácido sulfúrico

H₂ – Hidrogénio

ISQ – Quociente de estabilidade

K – Kelvin

MEV – Microscópio electrónico de varredura

NaCl – Cloreto de Sódio

OSTP – Osteoporose

O₂ – Oxigénio

PDGF – Platelet-derived growth factor

Ti-e-PTFE – Politetrafluoretileno expandido reforçado com titânio

TiO₂ – Óxido de titânio

TGF-β – Transforming growth factor beta

Ra – Rugosidade média de superfície

SLA – Sandblasted. Large-grit, acid-etched

SPT – Spray de plasma de titânio

TPS – Tratamento plasma spray

UA – Universidade de Aveiro

µm – micrómetro

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1	9
Fragmento mandibular com três incisivos implantados, confeccionados com valvas de conchas. (Adaptado de Serson D. 1985).	
Figura 2	10
Radiografia dos dentes artificiais implantados onde é evidente a osteogênese em redor dos dentes implantados.(Adaptado de Serson D. 1985).	
Figura 3	11
Gaiola de Edwin J. Greenfield. Adaptado de http://www.linkowlibrary.org (último acesso Maio 2016).	
Figura 4	12
Implantes subperiósteo de Weinberg. Adaptado de https://pt.scribd.com/doc/39070774/Evolucao-dos-Implantes-Dentarios (último acesso Maio 2016).	
Figura 5	12
Representação cirúrgica de agulhas como meio de reabilitação oral. Adaptado de https://pt.scribd.com/doc/39070774/Evolucao-dos-Implantes-Dentarios (último acesso Maio 2016).	
Figura 6	13
Esquema representativo dos implantes em lâmina. (Adaptado de Serson D. 1985).	
Figura 7	13
Implantes em lâmina endo-ósseos. (Adaptado de Serson D. 1985).	
Figura 8	14
Implante auto-rosqueável de Dino Garbaccio. Adaptado de https://pt.scribd.com/doc/39070774/Evolucao-dos-Implantes-Dentarios (último acesso a Junho de 2016).	

Figura 9	15
Cães reabilitados com próteses implanto-suportadas. Adaptado de http://www.homesteadschools.com (último acesso Junho 2016).	
Figura 10	18
Representação a vermelho do coágulo sanguíneo após a inserção do implante. (Adaptado de Lindhe, <i>et al.</i> 2015).	
Figura 11	20
Esquema dos fenómenos biológicos que ocorrem em implantes de superfície lisa (A) e superfície rugosa (B). (Adaptado de Alcoforado de G. <i>et al</i> 2008).	
Figura 12	22
Implante com superfície usinada ao MEV. (Adaptado de Teixeira e Pinto. <i>et al.</i> 2006).	
Figura 13	24
Superfície de implante jactada e condicionada com ácido observadas ao MEV. (Adaptado de Pinto e Elias, 2006).	
Figura 14	39
Representação de gota de água em equilíbrio sobre uma superfície. (Adaptado de Yuan <i>et al</i> 2013).	
Figura 15	40
Representação da medição estática do ângulo contacto. (Adaptado de http://www.ramehart.com/).	
Figura 16	41
Representação de diferentes comportamentos de molhabilidade de uma gota em equilíbrio sobre uma superfície. (Adaptado de Karmanov, I, 2000).	
Figura 17	42
Medição estática do ângulo contacto na superfície. (Adaptado de Lim Y.J 2001).	

Figura 18	43
Representação do cálculo do ângulo de contato. (Adaptado de Rupp F. <i>et al</i> 2005).	
Figura 19	48
Tensiómetro de superfície NIMA DST9005. (Fonte do próprio autor).	
Figura 20	49
Esquema representativo de medições pelo princípio de Wihelmy plate à esquerda e Du Nouy ring à direita. (Adaptado de https://cad-instruments.com/en/en-colloids-products/tensiocad) (último acesso Junho 2016).	
Figura 21	51
Implantes com superfícies SLA usados no estudo. (Fonte do próprio autor).	
Figura 22	52
Implantes com superfície SLActive utilizados na amostra. (Fonte do próprio autor).	
Figura 23	52
Implantes Replace Select Tapered com superfície TiUnite usados na amostra. (Fonte do próprio autor).	
Figura 24	53
Imagem através do MEV da superfície TiUnite. (Adaptado de Alcoforato G <i>et al.</i> 2008).	
Figura 25	54
Implante Colosso usados na amostra. (Fonte do próprio autor).	
Figura 26	55
Implantes Essencial usados na amostra. (Fonte do próprio autor).	
Figura 27	55
Implantes Astra Tech utilizados na amostra. (Fonte do próprio autor).	
Figura 28	59
Amostra alumínio 6061. (Fonte do próprio autor).	

Figura 29	59
Amostra alumínio 6061 com forma o mais semelhante possível da amostra em estudo. (Fonte do próprio autor).	
Figura 30	60
Menu do tensiómetro de superfície NIMA (Adaptado de NIMA technology surface tensiometers operating manual).	
Figura 31	61
Processo de imersão do implante. (Fonte do próprio autor).	
Figura 32	62
Água ultrapura usada no ensaio. (Fonte do próprio autor).	

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1	50
Implantes usados no ensaio	
Tabela 2	69
Resultados do teste <i>post-hoc</i> de Games-Howell ($p < 0,05$)	

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1	68
Relações de regressão entre a profundidade e o ângulo de contacto em implantes dentários	

ÍNDICE

Resumo.....	XIII
Abstract.....	XV
Agradecimentos.....	XIX
Abreviaturas.....	XXI
Índice de Figuras.....	XXIII
Índice de Tabelas.....	XXVI
Índice de Gráficos.....	XXVI
ÍNDICE.....	XXVII

I. CONTEXTO	3
OBJECTIVOS	6

II. INTRODUÇÃO	9
1. História da Implantologia oral	9
2. Osseointegração.....	16
3. Resposta tecidual.....	17
4. Topografias de superfície dos implantes	21
5. Fatores de risco na implantologia/osseointegração	26
6. Indicações e contraindicações da reabilitação oral com implantes dentários ...	31
7. Biomateriais e biocompatibilidade.....	35
7.1 Definição de biomaterial	35
7.2 Biocompatibilidade	36
8. Ângulo de contacto.....	39
8.1 Medição do ângulo de contacto.....	41
8.2 Medição estática	42
8.3 Medição dinâmica	43

III. MATERIAIS E MÉTODOS	47
1. Caracterização da Amostra.....	50

IV. METODOLOGIA	59
1. Desenho do Estudo Experimental	59
2. Questões éticas (antes, durante e depois do tratamento de dados).....	63
3. Análise Estatística	64
V. RESULTADOS	67
VI. DISCUSSÃO	73
VII. CONCLUSÃO	81
VIII. BIBLIOGRAFIA	85

I.

CONTEXTO E OBJECTIVOS

I. CONTEXTO

O uso de implantes assume uma grande relevância no restabelecimento da função mastigatória, estética e fonética do paciente edêntulo, contribuindo para a melhoria da sua saúde oral e qualidade de vida.

O contínuo envelhecimento da população, associado ao aumento da esperança média de vida traduz-se num aumento do numero de pacientes com este tratamento. Deste modo torna-se importante que estudos dos materiais e suas características sejam realizados no sentido de prolongar a longevidade e sucesso deste tratamento (Kola *et al.*, 2014).

Segundo Schenk e Buser citado por Alcoforado G *et al.* (2008) o material mais utilizado nos implantes é o titânio, quer seja na sua forma comercialmente pura, quer seja em ligas específicas. É consensualmente reconhecido como um material bio inerte usado em inúmeras áreas tais como a cirurgia ortopédica e medicina dentária. Trata-se de um material reactivo que, em contacto com o ar, água ou quaisquer outros electrólitos, forma espontaneamente uma densa camada de óxido de titânio na sua superfície, conferindo-lhe propriedades hidrofóbicas (Alcoforado G *et al.*, 2008).

O sucesso que se impõe à reabilitação implanto-suportada depende da interação direta entre o osso e a superfície do implante sem interposição de tecido conjuntivo, sinais e sintomas de infeção ou inflamação. A este processo de interação direta entre o osso e o implante dá-se o nome de osseointegração (Nishimura 2013; Schwarz *et al.*, 2009, Lang & Lindhe 2015).

A estabilidade primária e secundária do implante constituem-se como dois estados que se integram e relacionam entre si, influenciando inevitavelmente o tempo preciso, para que o processo de osseointegração se realize. Contudo, a estabilidade primária caracteriza-se pela estabilidade que o implante adquire face ao osso contíguo, sendo esta alcançada logo após o momento da sua colocação, enquanto a estabilidade secundária do implante, associa-se à regeneração e remodelação óssea, que segundo Javed *et al.* (2013), reflecte a quantidade e qualidade óssea, a geometria do implante, e a técnica cirúrgica utilizada.

No domínio dos implantes e da sua comercialização, percebemos que uma das estratégias dos fabricantes destes produtos parece ser o recurso a novas propriedades

que se determinem ideais para minimizar o tempo da osseointegração, através da transformação da estrutura do implante (Lim & Oshida, 2001). Segundo, Alfarsi, Hamlet e Ivanovski (2013), estas alterações ao nível da superfície dos implantes têm vindo a ser estudadas e implementadas, com o objetivo de promover uma melhor e mais rápida migração celular, adesão dos tecidos e aposição de tecido ósseo.

Desta forma, as características de superfície do implante como a hidrofiliabilidade, rugosidade, morfologia, e tensão de superfície, vão alterar os comportamentos celulares como: a adesão, a proliferação, a alteração morfológica e funcional (Anil, Alghamdi e Jansen, 2011).

Alguns fatores de risco podem estar associados a este processo de reabilitação dentária, nomeadamente: tabagismo, doença periodontal e doenças metabólicas. Importa também salientar que, estes fatores de risco estão inerentemente relacionados com a osseointegração e o processo de recuperação, além de existirem outros que integram, em particular, o processo de biocompatibilidade dos materiais utilizados na composição dos implantes, que influenciam diretamente todo o processo de reabilitação e recuperação do paciente (Lang & Lindhe, 2015).

Os estudos *in vivo* comprovam que superfícies rugosas de implantes apresentam melhor interface de contacto entre o implante e o osso, assim como, melhor ancoragem, quando comparado com superfícies lisas (Buser *et al.*, 1998; Cochran, 1999 citado do livro de Gil Alcoforado). Segundo, Wall *et al.* 2009, o torque de remoção dos implantes, apresenta-se também maior, em implantes de superfície rugosa do que nos de superfície lisa. As superfícies de implantes jateadas, aparentam mudanças rugosas micrométricas enquanto as tratadas quimicamente com ácidos possuem alterações rugosas submicrométricas. A combinação entre as superfícies jateadas e as superfícies quimicamente tratadas resulta num tratamento de superfície tridimensional (Boyan *et al.*, 2003).

Tendo em conta a alta biocompatibilidade, assim como as suas excelentes propriedades mecânicas e físicas, a liga base de titânio, tem sido um material bastante utilizado em Medicina Dentária.

De entre as propriedades físicas que caracterizam a liga base de titânio, destacamos a tensão superficial, representada por átomos presentes na superfície do implante, que possuem menor número de ligações que outros (internos), revelando um aumento da tensão superficial e da energia de superfície (Yuehue Yuan & T.Randall Lee, 2013).

A alta energia e molhabilidade de superfície dos implantes, atuam como características importantes, que permite melhorar a interface entre a superfície do implante e o meio biológico pela diferenciação e migração celular promovida (Kilpadi, D.V. & J.E. Lemons, 1994).

Por outro lado, observamos que a capacidade hidrofílica de um biomaterial, traduzida numa elevada energia de superfície representa o aumento da capacidade deste absorver, em alguns segundos contaminantes presentes na atmosfera (ex: hidrocarbonetos ou iões inorgânicos), o que induz uma diminuição da energia superfície e da capacidade hidrofílica, alteração química da superfície e conseqüente diminuição da resposta biológica do organismo (Lim, Y.J. & Y. Oshida, 2001).

No sentido de reduzir essa contaminação da superfície alguns tipos de implantes são preparados sob condições de isolamento gasoso e armazenados em meio aquoso face ao meio seco, num recipiente fechado e esterilizado com radiação gama (Zhao *et al.*, 2007). Desde logo, quando nos centramos nessa questão, compreendemos a importância de análise e controlo neste domínio, no sentido de promover os cuidados necessários a todo este processo.

OBJECTIVOS

A presente tese conducente ao grau de mestre, assenta num estudo, *in vitro*, de seis tipos de implantes e sua relação com a propriedade de afinidade para a água.

Pretende-se desta forma avaliar como é que os diferentes tratamentos de superfície influenciam a hidrofiliabilidade dos implantes e por conseguinte o comportamento celular durante o processo de osseointegração e assim contribuir com informação pertinente para o desenvolvimento de futuras análises no domínio da reabilitação oral ajustadas às necessidades específicas dos pacientes e focalizadas nos métodos inovadores da implantologia, utilizados no âmbito da medicina dentária.

II.

INTRODUÇÃO

II. INTRODUÇÃO

1. História da Implantologia oral

A perda de dentes naturais tem acompanhado o ser humano ao longo da sua existência. Na sociedade primitiva a maioria dos dentes perdidos era devido a trauma, enquanto que na atualidade esta perda é mais frequente devido a doenças da cavidade oral, sendo as mais prevalentes a cárie dentária e a doença periodontal (Bubbush *et al.*, 2011).

A perda de uma ou mais peças dentárias pode ser colmatada com diversas opções reabilitadores. Existe uma diferença entre a melhor opção de reabilitação e as restantes opções possíveis, em que critérios relacionados com o paciente, com o próprio médico dentista, devem ser avaliados e tidos em conta.

O tratamento com implantes dentários é uma opção de tratamento eficaz e mais antiga do que se possa imaginar. Existem provas de antigos textos chineses Chin Nong (3216 a.C.) e Hou Ang-Ty (2637 a.C.) que relatam o uso de termos como o “reimplante” e “transplante”. Sócrates em 470-399 a.C. já fazia a distinção entre esses dois termos. Já Sushruta em 600 a.C. recomendava que dentes perdidos por trauma fossem recolocados (Serson D, 1985).

Pensa-se que os Maias terão sido a primeira civilização a usar os primeiros modelos de implantes dentários. Em 1931 arqueólogos encontraram um fragmento da mandíbula que continha três pedaços de valva de concha colocados nos alvéolos dos dentes incisivos inferiores em falta (Figura 1).



Fig. 1- Fragmento mandibular com três incisivos implantados, confeccionados com valvas de conchas.

Mais tarde pela análise radiográfica efetuada foi verificada a existência de osteogênese (Figura 2) que comprova a existência dos primeiros implantes aloplásticos documentados (Serson D, 1985).

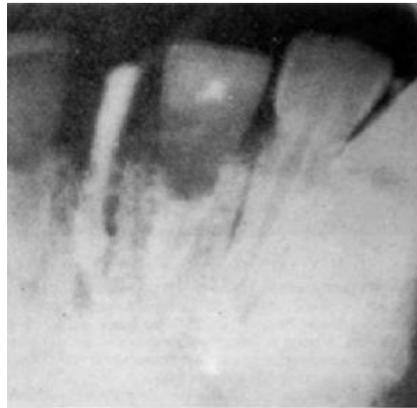


Fig. 2- Radiografia dos dentes artificiais implantados onde é evidente a osteogênese em redor dos dentes implantados.

Em 1901 Edwin J. Greenfield criou o conceito de divisão entre o pilar e o implante com a introdução de uma espécie de gaiola de platina/Irídio (Figura 3), Greenfield EJ (1913). Apesar da platina ser um metal de fácil manipulação, a incompatibilidade com o organismo associada a uma agressão aos tecidos, carga elétrica, oxidação, infecções secundárias, resposta imune a corpo estranho, levou a que em 1937 Venable, Stuck e Beach dessem um grande passo ao afirmarem que a maioria dos metais, quando em contato com fluídos corporais, sofrem uma reação eletrolítica com libertação de iões, originando uma reação imune com estímulo para formação de tecido não ósseo (Venable *et al.*, 1937).

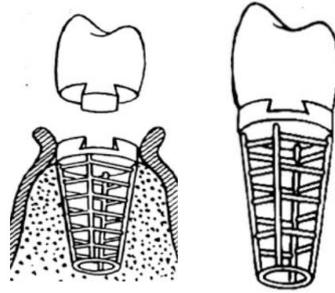


Fig. 3- Gaiola de Edwin J. Greenfield com o conceito de divisão pilar/implante.

Em 1943 surgem então os implantes subperiósteos ou implantes justa-ósseos confeccionados de cromo-cobalto-molibdênio e dos quais emergiam pilares através da fibromucosa que recebiam uma prótese. A criação a cargo do Sueco Gustav Dahl consistia em modelos desgastados sem moldagem do leito recetor (Dahl GSA, citado por Serson D, 1985).

Em 1948 WD Weinberg modifica a técnica anterior e junta uma moldagem do rebordo alveolar (Weinberg WD, 1950).

No ano seguinte Aaron Gershkoff e Norman Goldberg aperfeiçoam a técnica de Dahl e criam uma armação que era fundida sobre o modelo de gesso previamente realizado e com a espessura da fibromucosa desgastada como se tivesse sido removida em boca. Os resultados imperfeitos associados a uma fraca fixação da estrutura levaram a que esta técnica fosse rapidamente colocada de parte (Gershkoff A, *et al.*, 1950).

Assim em 1950 N.Berman preconizou a moldagem do osso depois de se abrir o retalho e em 1955 Weinberg elimina de vez o auxílio da fixação com parafusos e vira-se para a adoção de redes metálicas mais largas (Figura 4).

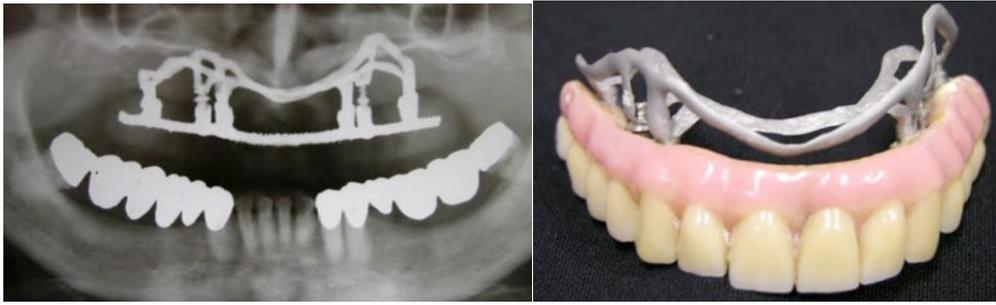


Fig. 4- Implantes subperiosteos de Weinberg .

Em 1961 o francês Jacques Scialom depois de observar a colocação de um prego na parede teve a ideia de colocar agulhas e do tripé divergente. Por se tratar de uma técnica relativamente simples que poderia ser realizada em consultório esta técnica tornou-se num sucesso tendo sido adquirida em mais de 50 países. Fabricados em tântalo, um dos metais mais inertes e resistentes à corrosão, estas agulhas autoperfurantes eram colocadas com auxílio de um motor a baixa rotação. O aparecimento de uma máquina de soldadura sem apreciável elevação térmica veio permitir soldar várias agulhas e criar uma barra de ligação para a confecção da coroa, respeitando o conceito do tripé (Figura 5), (Marchon A.J *et al.*, 1970).

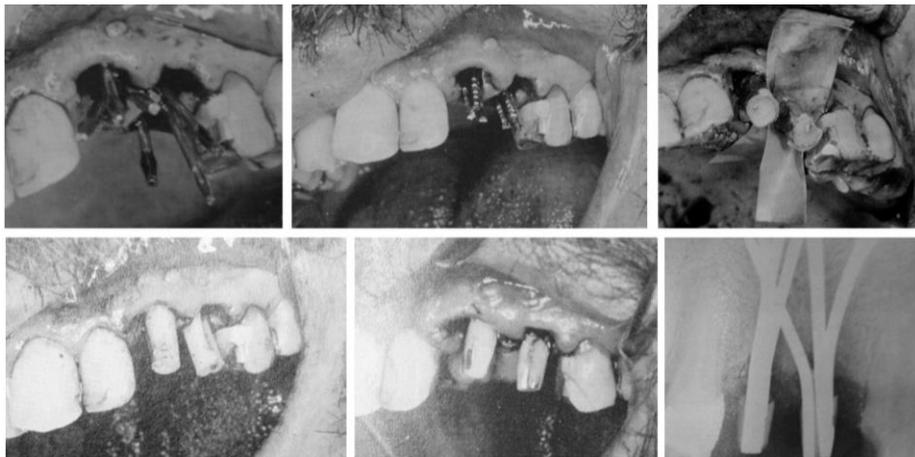


Fig. 5- Representação cirúrgica de agulhas como meio de reabilitação oral.

Os implantes laminados foram introduzidos em 1967 por Linkow e foram utilizados com frequência até os anos 80 (Figura 6). Tratam-se de implantes endo-ósseos, usados principalmente em situações de extremos livres, espaços protéticos amplos e desdentados totais. As lâminas em titânio apresentam um corpo que será inserido no osso, um pescoço que suporta um ou dois pilares que se exteriorizam da mucosa para servirem como base de apoio da prótese (Figura 7).

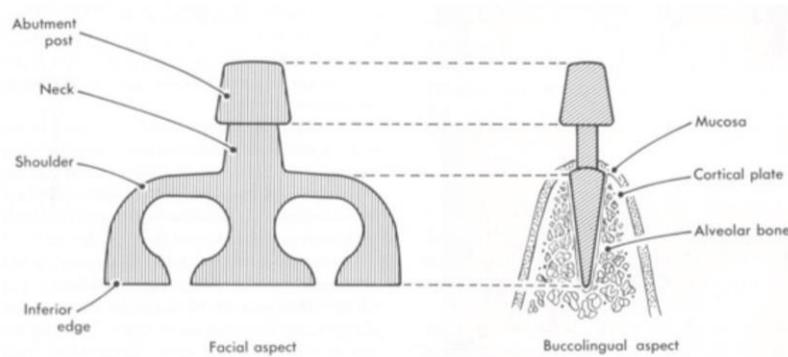


Fig. 6- Esquema representativo dos implantes em lâmina.

A vantagem deste sistema é a possibilidade de haver grande variedade de formas e tamanhos, a possibilidade de reabilitação de zonas com reduzida disponibilidade óssea. Além disso, em caso de necessidade, o médico dentista pode recortar o corpo da lâmina para melhor adaptação aos tecidos.

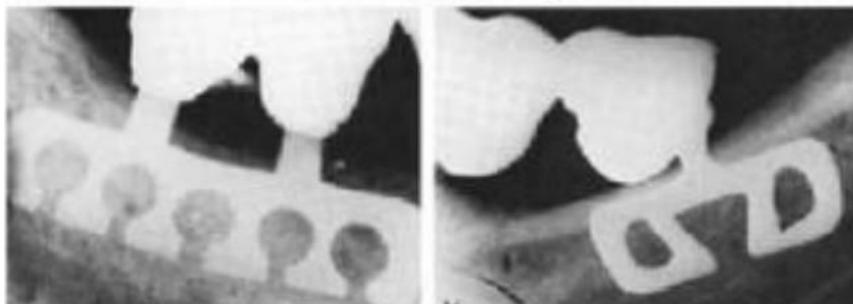


Fig. 7- Implantes em lâmina endo-ósseos.

Os implantes de parafusos ou auto-rosqueáveis, surgiram por Dino Garbaccio em que apresentavam uma ponta fina cuja finalidade era de orientar a sua colocação e de se fixar numa das corticais (assoalho do seio maxilar, fossas nasais ou rebordo inferior da mandíbula) por outro lado o corpo do cilindro apoiava no rebordo alveolar conferindo uma estabilidade bi-cortical (Figura 8).



Fig. 8- Implante auto-rosqueável de Dino Garbaccio.

Em meados dos anos 60, “o pai da implantologia contemporânea”, Per Ingvar Brånemark, descobriu por acaso a união do tecido ósseo ao titânio, ao notar que os cilindros de titânio colocados em perónios de coelhos, meses mais tarde não poderiam ser removidos devido à presença de uma íntima relação entre o titânio e o osso (Brånemark, Adell *et al.*, 1969; Brånemark 1983).

Com base nesta observação desenvolveu cilindros personalizados para serem colocados em cães parcialmente desdentados onde mais tarde eram reabilitados com próteses implanto-suportadas (Figura 9).



Fig. 9- Cães reabilitados com próteses implanto-suportadas.

As pesquisas de Brånemark (1983 p. 399-409), tinham por objetivo a reabilitação completa da arcada dentária, concebida através de próteses unidas por uma infraestrutura metálica. A descoberta protagonizada por Brånemark, acerca da capacidade de osseointegração do titânio, permitiu que os implantes dentários se tornassem num tratamento inovador e com resultados auspiciosos, sendo uma terapia considerada de sucesso no âmbito da medicina dentária (Adell, Lekholm *et al.*, 1981).

O princípio base da implantologia sustenta-se na formação de tecido ósseo existente sobre a superfície do implante, designado de osseointegração. Acerca deste processo, importa salientar que o mesmo deveria passar por um período de cicatrização de 3 a 6 meses, após colocação do implante, evitando a incidência de cargas; o trauma causado não deverá agredir o osso e os tecidos de maneira a impedir a sua recuperação e o implante deve manter o íntimo contacto com o osso no período de tempo necessário a sua osseointegração (Brånemark P.I, Albrektsson *et al.*, 1981).

2. Osseointegração

O conceito de osseointegração foi desenvolvido e estudado por Per-Ingvar Brånemark em conjunto com uma equipa de colaboradores, ao longo de uma década, tendo sido divulgado à comunidade científica, apenas na década de 70. Sendo uma técnica complexa que não implicava necessariamente uma intervenção de tecido conjuntivo, entre o osso e o implante, ou seja, uma técnica de integração direta, a comunidade científica acabou por demonstrar alguma resistência na mudança de conceito e conhecimento adquirido, atendendo à noção básica que até aí prevalecia, de que um implante deveria estar abrangido em tecidos moles (Lang & Lindhe 2015).

A razão para essa relutância em aceitar a nova ideia estava em parte associada a uma deficiência metodológica visto não haver métodos disponíveis para cortar o tecido ósseo intacto sem a remoção do implante metálico.

Nesta altura impôs-se uma mudança de paradigma na história da implantologia, pois a metodologia utilizada no processo de osseointegração, passou de indireta a direta, ou seja, corte do osso e do implante sem separação prévia da ancoragem. Assim, segundo Schroeder citado por Alcoforado G *et al.* (2008) refere que foi possível comprovar a eficácia da técnica e método de Brånemark, assim como, a presença de contacto direto entre o osso e o implante.

De acordo com Schenk e Buser (1998), a osseointegração pode ser facilmente comparada com o processo de cicatrização de uma fratura, no qual os fragmentos fraturados se tornam unidos por osso, sem que haja interposição de tecido fibroso ou formação de fibrocartilagem. Ao contrário do que ocorre numa fratura, no processo de osseointegração de um implante a união não se faz entre osso e osso, mas sim entre osso e a superfície do mesmo (Alcoforado G *et al.*, 2008).

Os primeiros implantes comercializados eram de superfície usinada com sucesso por longos períodos em reabilitações de pacientes parcialmente ou totalmente edêntulos (Albreksson & Sennerby 1991, Eckert *et al.*, 1997, Roos *et al.*, 1997, Arvidsson *et al.*, 1998). No entanto os avanços tecnológicos e os resultados dos estudos experimentais levaram a que todos os fabricantes de implantes deixassem de usar os implantes usinados e passassem a comercializar implantes de superfície rugosa. A superfície

rugosa garante melhor estabilidade mecânica entre o implante e o osso imediatamente após a sua colocação, suportado pela maior área de contacto osso-implante (BIC); a configuração de superfície garante a manutenção do coágulo e estimula o processo de cicatrização (Gotfredsen *et al.*, 2000, Ivanoff *et al.*, 2001).

3. Resposta tecidual

Os vários passos usados na cirurgia de colocação de implantes desde a incisão da mucosa, elevação do retalho muco-periósteo, preparação do leito implantar no tecido ósseo cortical e esponjoso e finalmente a inserção do implante, vão provocar uma série de estímulos mecânicos que resultam numa injúria tanto para a mucosa como para o tecido ósseo (Lang & Lindhe 2015).

A injúria provocada vai iniciar um fenómeno de cicatrização altamente organizado que por fim permite que o implante se torne “anquilosado” ao osso, isto é, osseointegrado e seja estabelecido um selamento biológico da mucosa sobre o implante que previne o contacto de produtos da cavidade oral com a interface osso/implante. Segundo o autor Ellingsen, as reações iniciais entre os constituintes tecidulares e a superfície do implante vão determinar a atividade biológica da superfície e as subsequentes respostas celulares (Alcoforado G *et al.*, 2008).

A cicatrização do tecido ósseo é um processo complicado que envolve diferentes passos no osso esponjoso e cortical. Na região cortical do osso pode ocorrer reabsorção do tecido necrótico avascular mineralizado antes da formação do novo tecido ósseo ao redor do implante ao nível do osso esponjoso ocorre a formação de osso primário.

Segundo Stanford e Schneider, 2004 a etapa de formação do coágulo inicia-se com uma ativação bioquímica seguida de uma ativação celular e finalmente uma resposta celular.

Terheyden *et al.* (2011) dividiu o processo de cicatrização em quatro fases:

- Fase de hemóstase;
- Fase inflamatória;
- Fase proliferativa;
- Fase de remodelação.

A hemóstase é a primeira fase e ocorre após preparação do leito implantar e a inserção do implante. Tem duração de alguns minutos a algumas horas. O osso trabecular na

região apical desloca-se para o interior do espaço medular, vasos sanguíneos são lesados o que origina a hemorragia e a formação de um coágulo sanguíneo entre o corpo do implante e o tecido ósseo (Figura 10) (Lindhe J, *et al.*, 2015).



Fig. 10- Representação a vermelho do coágulo sanguíneo após a inserção do implante.

A formação do coágulo sanguíneo ocorre através das plaquetas sanguíneas que formam agregados de trombinha e interagem com a rede de fibrina obstruindo os vasos lesados e interrompem a hemorragia.

O coágulo age como uma matriz física capaz de conduzir a migração celular e que contém substâncias responsáveis pela continuação do processo de cicatrização. Essas substâncias vão induzir e promover a migração celular.

Uma vez que a fibrina tem potencial para aderir a quase todas as superfícies, pode-se prever a migração de células osteogênicas para a superfície do implante. (Anil S, *et al.*, 2011). À medida que ocorre a migração de células com potencial osteogénico em direção a superfície do titânio essa rede de fibrina vai-se contraindo, neste contexto, a microestrutura da superfície do implante reveste-se como especial importância uma vez que determina o grau de adesão da rede de fibrina e deste modo facilita ou dificulta a chegada de um maior número de células com potencial osteogénico até a superfície do titânio (Casati *et al.*, 2003; Terheyden *et al.*, 2011).

A fase inflamatória ocorre cerca de dez minutos após a cirurgia e mantém-se no primeiro dia. As plaquetas vão levar à libertação de fatores de crescimento TGF- β , PDGF, bFGF, histamina e bradiquinina capazes de provocar vasoconstrição inicial e posterior vasodilatação clinicamente observável como edema e calor/rubor da zona afetada. Ocorre uma resposta defensiva do organismo através da libertação de leucócitos, macrófagos polimorfonucleares e glicoproteínas (Terheyden *et al.*, 2011). A presença de bactérias na ferida operatória aumenta e prolonga a resposta defensiva do organismo, como consequência dessa resposta prolongada podemos ter uma degradação da matriz extracelular que pode ser prejudicial para os tecidos circundantes. Para evitar isso, um campo cirúrgico desinfetado e esterilizado, tais como uma cobertura antibiótica por parte do paciente, são cruciais (Ferencyk M *et al.*, 2006).

Fase de proliferação tem a duração de alguns dias a algumas semanas. O coágulo sanguíneo torna-se maduro e vai sendo substituído por tecido de granulação rico em neutrófilos e macrófagos, que se diferenciam e produzem fatores de crescimento que estimulam a formação de tecido conjuntivo provisório indiferenciado (Terheyden *et al.*, 2011).

Nesta fase os osteoclastos surgem nos espaços medulares mais distantes da superfície dos implantes e o osso necrosado é reabsorvido gradualmente.

O tecido conjuntivo provisório é rico em vasos recém-formados (angiogénese), fibroblastos e células mesenquimatosas indiferenciadas que irão ser gradualmente diferenciadas em osso primário (osteogénese). Este osso primário tem as suas fibras de colagénio orientadas aleatoriamente, sendo posteriormente mineralizado por hidroxiapatite. A mineralização nesta fase é rápida mas não tão bem estruturada, pelo que não apresenta condições de suportar carga (Terheyden *et al.*, 2011).

Nesta fase a estabilidade ainda é mantida pela parte necrosada do osso cortical (Lang & Lindhe 2015).

A fase seguinte é a fase de remodelação que se inicia algumas semanas após a cirurgia e se mantém por um longo período de tempo. É a última fase do processo de cicatrização em que o osso primário é substituído por osso lamelar e medular com grande potencial de receber e distribuir carga. A interação entre os osteoblastos e osteoclastos permite a estruturação do osso em osso trabecular (Terheyden *et al.*, 2011).

Segundo Elias e Meirelles (2010) alterações da morfologia de superfície dos implantes influencia a resposta celular. Superfícies rugosas promovem uma melhor adesão celular quando comparadas com superfícies lisas. Além disso superfícies hidrofílicas apresentam melhor afinidade para a estabilização e formação de coágulo quando comparadas com superfícies hidrofóbicas.

Para Davies, citado de Alcoforado G *et al.* 2008, a rugosidade superficial promove osseointegração ao aumentar a área de superfície disponível para a adesão da fibrina durante a fase de migração celular (Figura 11). Promove ainda, a ocorrência de fenômenos biológicos à superfície do implante através dos quais a fibrina poderá unir-se de forma mais estável.

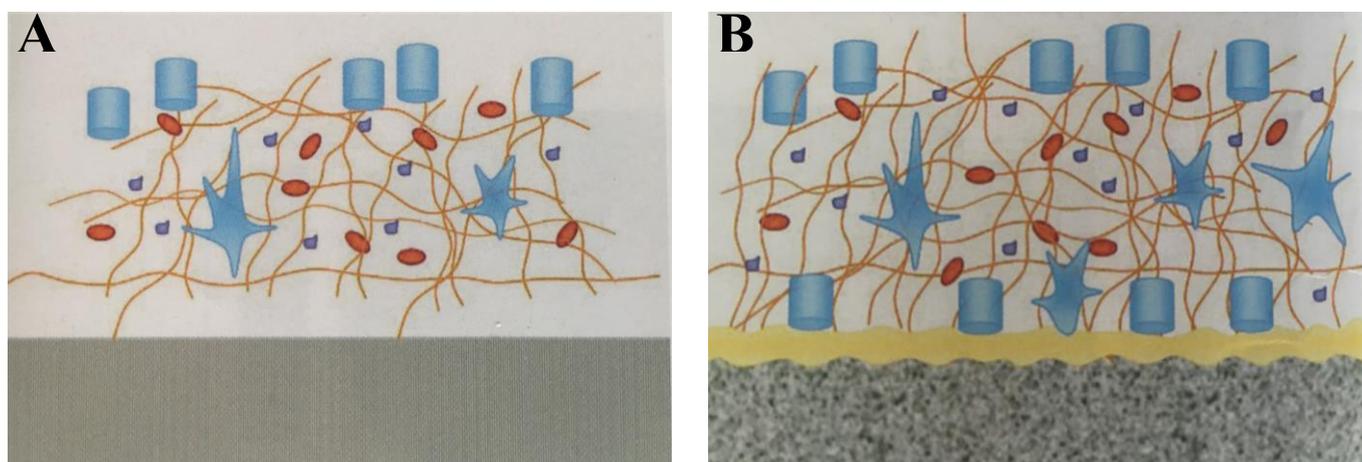


Fig. 11- Esquema dos fenômenos biológicos que ocorrem em implantes de superfície lisa (A) e superfície rugosa (B).

Tudo indica que o tratamento de superfície vai favorecer a migração de células indiferenciadas que vão alcançar a superfície do implante aumentando desta forma a formação óssea (Anil S *et al.*, 2011; Cochran *et al.*, 1994; Gittens *et al.*, 2014).

A osteogênese na superfície do implante é influenciada por vários mecanismos. Uma série de acontecimentos coordenados, incluindo a proliferação celular, a transformação dos osteoblastos e a formação de tecido ósseo podem ser afetadas por diferentes topografias de superfície (Shibli *et al.*, 2007).

4. Topografias de superfície dos implantes

Assim, e atendendo à complexidade e dificuldade em identificar o grau de contacto do osso com o implante, a fim de perceber a eficácia do processo de osseointegração, passou a observar-se o conceito de um prisma diferente, determinando o processo a partir da qual a fixação clinicamente assintomática de materiais aloplásticos¹ se realiza e mantém no osso, durante a função (Zarb & Albrektsson 1990). Neste contexto, observamos que as variáveis encontradas no contacto osso/implante (BIC) pode justificar-se segundo alguns fatores biomecânicos, que determinam a integração óssea, assim como por fatores que, podem ao mesmo tempo contribuir para o sucesso do processo de osseointegração.

Um processo de reabilitação com implantes osseointegráveis de sucesso depende de variados fatores, entre os quais se salientam, as propriedades físico-químicas da superfície, que intervêm nas soluções biológicas e sequente reestruturação óssea da interface osso/implante. Assim, percebemos que a transformação na superfície dos implantes osseointegráveis, desempenha um papel importante no aumento da área de superfície (Anil S *et al.*, 2011; Lim, Y.J. & Y. Oshida, 2001).

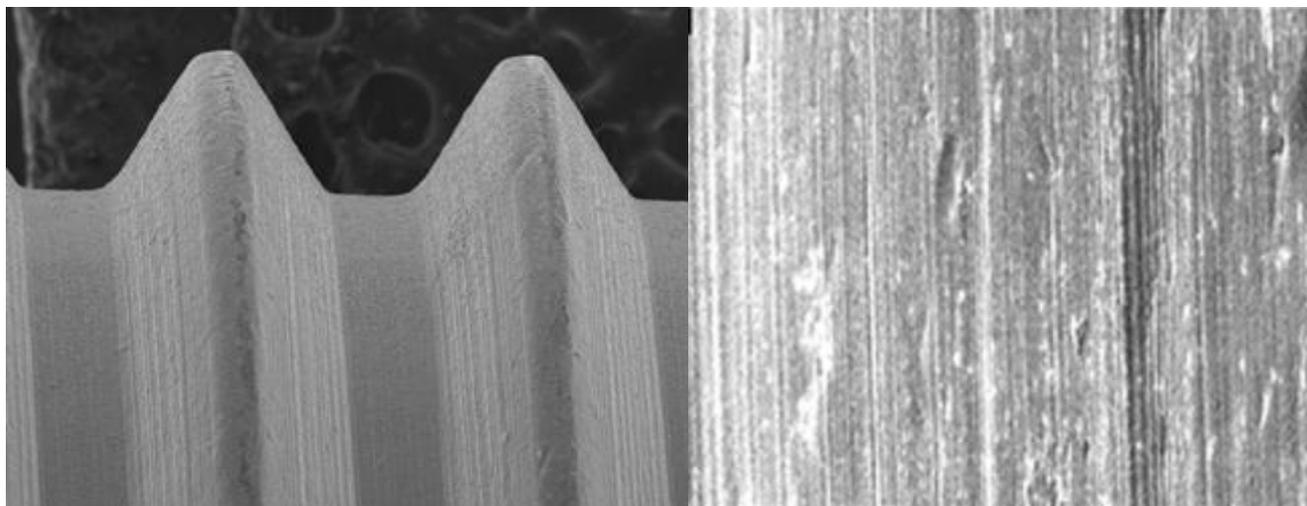
Segundo Carvalho, *et al.* (2009), as superfícies dos implantes de titânio podem classificar-se em cinco grupos distintos, sendo as maquinadas, macrottexturizadas, microtexturizadas, nanotexturizadas e biomiméticas.

Segundo Teixeira (2001) e Pinto *et al.* (2006), uma superfície maquinada não apresenta características de completa lisura superficial uma vez que mantém a presença de estrias e sulcos superficiais que seguem no sentido do corte ou usinagem da peça metálica, conferindo uma leve rugosidade, que permite a existência de uma superfície passível de osseointegração (Figura 12).

Elias *et al.* (2004) defendem que um implante maquinado permite o processo de mineralização do osso em direção ao implante mas não possui uma superfície indutora.

¹ Este termo em medicina, refere-se a um material capaz de ser colocado no interior de um organismo vivo e que mesmo sendo diferente, se comporta de forma semelhante ao tecido próprio desse organismo.

Fig. 12- Superfície de um implante maquinado visto ao MEV com diferentes magnificações.



Magnificação de 50x

Magnificação de 500x

As superfícies macro-texturizadas consistem num processo de texturização de superfície que pode ser subdividido em adição ou subtração.

No processo de texturização por adição podemos ter a imersão do implante em soluções contendo partículas de dimensões controladas que em conjunto com as estruturas presentes na superfície irão determinar a dimensão final. Outra forma comum de texturização por adição é o *spray* de plasma de titânio (SPT), o *spray* de plasma de hidroxiapatita (SPH), ou fosfato de cálcio, com espessuras que podem variar entre 10 a 40 μm para o SPT e entre 50 a 70 μm para o SPH (Le Guehennec *et al.*, 2007).

O *spray* de plasma de titânio consiste na injeção de pós de titânio num maçarico de plasma a uma temperatura elevada. As partículas de titânio são projetadas sobre a superfícies dos implantes, onde se condensam e fundem em conjunto, dando origem a uma película de cerca 30 μm de espessura. O revestimento resultante apresenta uma rugosidade média de 7 μm , o que aumenta a área de superfície do implante (Le Guehennec *et al.*, 2007).

Roccuzzo *et al.* (2001) fizeram uma comparação clínica entre implantes com superfícies tratadas com spray de plasma e SLA e não observaram diferenças com significado estatístico.

O spray de plasma de hidroxiapatita possui características osseocondutoras sendo deste modo também denominado como bioativo (De Groot *et al.*, 1987). Porém, esse método tem vindo a cair em desuso por apresentar algumas desvantagens como o alto custo de fabrico e pelo fato de alguns estudos *in vivo* demonstrarem que havia a dissolução ou fratura da camada de HA do corpo do implante, apesar da interface osso/camada HA ser firmemente aderida (Gottlander *et al.*, 1992; Vidigal-Jr *et al.*, 1999; Coelho *et al.*, 2009).

O jateamento com partículas de diversos diâmetros, consiste num método alternativo, mais recorrente e utilizado no processo de macro-texturização superficial, por subtração. Assim, a superfície do implante é envolvida por partículas de silício, óxido de alumínio (Al_2O_3), óxido de titânio (TiO_2) ou vidro, gerando através do processo de abrasão, uma superfície com ranhuras irregulares, que vão variando conforme o tamanho e forma das partículas do jateamento, da distância e pressão do jato, assim como do tempo de jateamento (Ivanoff *et al.*, 2001; Ficher *et al.*, 2015; Guehenec *et al.*, 2007).

Um estudo experimental de Ivanoff *et al.* (2001) que usou micro-implantes em humanos demonstra uma melhoria significativa do contacto osso-implante (BIC) para os implantes jateados com óxido de titânio (TiO_2) em comparação com implantes de superfície maquinada.

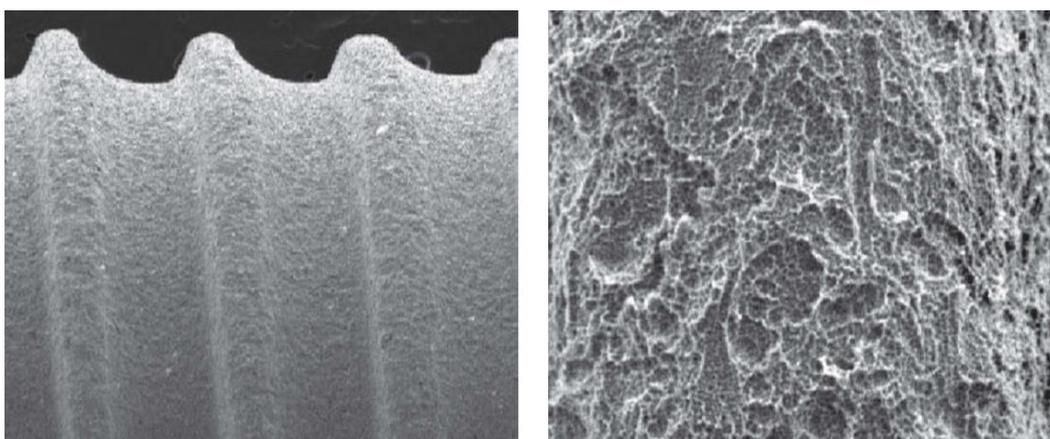
Wennerberg *et al.* (1995) demonstraram que o tratamento abrasivo com partículas de óxido alumínio ou de óxido de titânio, apresentavam valores semelhantes de contacto osso-implante, (BIC), mas quando comparados com valores de implantes maquinados esse valor aumentava drasticamente.

Nas superfícies micro-texturizadas, a texturização superficial efetiva-se também pelo processo de subtração, através de um tratamento no qual será aplicado ácidos fortes tais como o ácido clorídrico (HCl), ácido sulfúrico (H_2SO_4), ácido nítrico (HNO_3) ou ácido sulfúrico (HF) (Le Guehenec *et al.*, 2007).

O condicionamento ácido produz micro-cavidades que variam de $0,5\mu\text{m}$ a $2\mu\text{m}$ de diâmetro suavizando alguns picos mais ásperos (Wennerberg A *et al.*, 2009; Zinger *et*

al., 2004). Segundo o autor Braceras citado em Anil S *et al.* (2011) o ataque ácido para além de conferir uma topografia da superfície no implante capaz de estimular a aposição óssea, também funciona como um descontaminante da mesma (Figura 13).

Fig. 13- Superfície de implante jateada e condicionada com ácido observada ao MEV.



Magnificação 50 x

Magnificação 500 x

Investigações experimentais de Trisi *et al.* (2003) e Cochran *et al.* (2002) reportaram um maior contacto osso-implante (BIC) e uma menor reabsorção óssea em superfícies sujeitas a duplo acondicionamento ácido em comparação com superfícies maquinadas ou sujeitas a pulverização de plasma de titânio (TPS).

A superfície que se designa de SLA, caracteriza-se por um tipo de superfície que combina uma macro-estrutura feita com jateamento e uma micro-estrutura realizada por ácido. Sendo o **S** – sandblasted/ jateada), o **L** – large grit /partículas grandes e o **A** – acidetching/ataque ácido (Gahlert *et al.*, 2007; Simpson *et al.*, 1998). Apresentam uma microestrutura complexa de cavidades de aproximadamente de 20 a 40 μm de largura produzida pelo processo de jateamento sobrepostos por microporos produzidos pelo ataque ácido, em redor de 0,5 a 3 μm de diâmetro.

Mendonça *et al.* (2009) observaram que a superfície de implantes tratados com jateamento/condicionamento ácido apresentavam melhores níveis de expressão para genes responsáveis pela diferenciação dos osteoblastos.

O tratamento de superfície por laser produz um alto grau de pureza e rugosidades eficientes para uma adequada osseointegração (Gaggl *et al.*, 2000; Traini *et al.*, 2008).

Maluf *et al.* (2007) e Lee *et al.* (2011) defendem que o tratamento por laser vai originar uma superfície mais pura e homogênea, traduzindo assim num menor risco de infecção.

As superfícies nanotexturizadas submetidas à oxidação anódica revelaram um aumento progressivo da espessura da camada de óxido em direção apical tornando-a mais biocompatível (Gupta *et al.*, 2010). O processo resulta numa superfície isotrópica, caracterizada pela presença de uma estrutura em formas de crateras capaz de aumentar a área superficial em cerca de 37% (Lang & Lindhe 2015). É um processo complexo que depende de variados parâmetros entre os quais a densidade da corrente, concentração dos ácidos, composição e temperatura do eletrólito (Gupta *et al.*, 2010).

5 Fatores de risco na implantologia/osseointegração

Da análise efetuada, compreendemos que existem fatores de risco associados à osseointegração que podem comprometer o sucesso deste processo. Estes podem comportar um carácter ambiental, biológico ou comportamental que, a evidenciar-se pode elevar o grau de ocorrência de patologia ou circunstância adversa. Além disso, o risco pode distinguir-se por indicador ou preditor, sendo que o primeiro caracteriza-se por um risco provável, que não é confirmado por estudos longitudinais, e um de risco preditor caracteriza-se por uma característica associada à elevada possibilidade de ocorrência da doença, não se verificando relação de causa-efeito nesta dinâmica.

Alguns investigadores desenvolveram o seu trabalho científico na elaboração de uma meta-análise, da qual concluíram acerca dos principais fatores que possam ter estado na origem da falha na osseointegração de implantes dentários, assim como, quais os mais importantes na condição sistémica dos pacientes (Esposito *et al.*, 1998).

Neste contexto, destacamos os fatores/comportamentos que, do ponto de vista global, podem oferecer maiores riscos para a intervenção de implantologia e processo de osseointegração, segundo Esposito *et al.* (1998):

- a falta de antibioterapia pré-operatória;
- a qualidade óssea;
- a utilização de enxertos ósseos;
- as características de superfície;
- o design dos implantes;
- a contaminação bacteriana;
- a função imediata, implantes não submergidos;
- o número de implantes que suportam a prótese;
- o grau do trauma causado pelo procedimento cirúrgico;
- a experiência do cirurgião;
- os comportamentos tabágicos;
- os hábitos parafuncionais;
- existência de tratamentos de radioterapia.

Os mesmos autores destacam ainda, os seguintes fatores de risco, como sendo os que mais frequentemente se assumem como os responsáveis, associados a falhas precoces no processo de osseointegração:

- Trauma cirúrgico excessivo;
- A capacidade de cicatrização reduzida;
- Carga imediata;
- Infecção.

Por outro lado, os fatores indicadores de risco mais comuns responsáveis pela falha tardia do processo de osseointegração, são:

- a infecção marginal crónica (peri-implantite);
- a oclusão;
- as características sistémicas do paciente.

Assim, analisamos que enquanto fator de risco no domínio da implantologia, o tabagismo influencia a dinâmica metabólica através de dois tipos de mecanismos, que se distinguem por, locais e sistémicos. Neste contexto, entende-se por mecanismos locais, aqueles que são controlados por substâncias citotóxicas e vasoativas, presentes no fumo do tabaco, como a nicotina por exemplo. Por mecanismos sistémicos entende-se a capacidade de resposta imunológica do indivíduo relativamente ao distúrbio da função neutrófila, quer ao nível periférico como ao nível oral; a redução da concentração de prostaciclina na urina que dão origem à vasodilatação; o efeito direto na vasoconstrição; a expulsão de matérias neurotransmissoras; a produção limitada de anticorpos; e o efeito na imuno-regulação periférica de células T (DeLuca S *et al.*, 2006).

De referir que, umas das influencias negativas importantes no âmbito dos riscos do tabagismo, é a influencia deste comportamento no osso, sendo comprovado que os indivíduos fumadores, apresentam uma composição mineral óssea, mais diminuta do que os não fumadores (kumar A *et al.*, 2002).

Muitos investigadores encaram a problemática dos efeitos tabágicos na taxa de sucesso de implantes dentários como um desafio, sendo este um fator de interesse e objeto de estudo científico.

Segundo os autores Albrektsson e Wennerberg citado de Lang & Lindhe (2015) afirmam que a rugosidade de superfície dos implantes deve ser controlada, pois as células necessitam de pontos ancoragem para que se dê início à proliferação celular. Caso as rugosidades sejam menores que os tamanhos das células, não existem sítios de biofixação adequados. Em contra partida se a superfície apresentar rugosidades elevadas com grandes picos ou vales e se estes possuírem superfícies lisas as células poderão não encontrar sítios de biofixação adequados. A adesão e a proliferação celular sobre a superfície dos implantes está dependente da microestrutura superficial.

Seguindo o protocolo de Brånemark, todos os implantes necessitam de um período de tempo antes de poderem ser colocados em carga oclusal, Esse período de tempo vai permitir que ocorra a osseointegração. Uma carga antes do tempo necessário para que ocorra a osseointegração é um motivo para que ocorra a perda do implante, uma vez que os micro-movimentos resultantes da carga oclusal levaria a que tecido fibroso se interpusesse entre a superfície do implante e o osso. A presença de estabilidade primária adequada permite a carga imediata do implante (Glauser & Meredith 2001).

O processo cirúrgico deve ser realizado de acordo com o princípio de mínimo traumatismo para os tecidos. O campo cirúrgico limpo e desinfetado, o arrefecimento das brocas durante a perfuração do tecido ósseo, assim como o adequado manuseamento dos tecidos molde são imprescindíveis para uma cicatrização sem complicações e no menor período de tempo possível (Brånemark *et al.*, 1977, Albrektsson *et al.*, 1981).

Diferentes pesquisas e ensaios clínicos têm demonstrado que o sucesso da osseointegração é dependente da qualidade óssea.

A densidade óssea, em geral, varia consoante a região do maxilar. Uma classificação para a qualidade do osso foi proposta por Mish (1988), que classificava o osso de acordo com a sua densidade em quatro tipos: D1- osso cortical denso; D2- osso cortical denso a poroso a envolver osso trabecular denso; D3- osso cortical poroso numa camada

fina a envolver osso trabecular fino; D4- osso trabecular fino de baixa densidade com uma cortical muito fina ou inexistente.

Assim para a zona anterior inferior da mandíbula a qualidade do osso é mais favorável, seguido pelas zonas inferior posterior e anterior superior, deixando a zona posterior superior da maxila última em relação à qualidade óssea favorável para a colocação do implante (Turkyilmaz & McGlumphy, 2008). Observou-se uma maior taxa de insucesso no tecido ósseo Tipo IV, e uma maior taxa de sucesso global nos Tipos I, e II (Goiato *et al.*, 2014).

A doença periodontal não controlada constitui-se também, um dos fatores de risco importantes a ter em consideração na implantologia, sendo caracterizada como um processo infeccioso crônico e permanente (Almeida *et al.*, 2006).

O desenvolvimento desta doença depende segundo Borrell & Papapanou (2005), da resposta imunológica do hospedeiro à presença de bactérias e dos fatores de risco biológicos e comportamentais. Algumas manifestações clínicas da periodontite podem caracterizar-se por um conjunto de sintomas como, a inflamação das gengivas, a perda de inserção conjuntiva e destruição do osso alveolar, hemorragias e bolsas periodontais. Ainda nesta sequência, Almeida *et al.* (2006) considera que com estes sintomas podem ainda surgir outras particularidades como, a variabilidade na instabilidade dentária, a migração de patologias dos dentes, o aumento do volume gengival entre outras. Estas podem relacionar-se com a patologia periodontal e a presença de placa bacteriana, que, num paciente que se apresente em situação de maior vulnerabilidade, estimula o desenvolvimento de patologia peri-implantar, como a mucosite peri-implantar e/ou a peri-implantite.

Grande parte destes estudiosos optava por seguir a clássica avaliação de sucesso implantar definida por Albrektsson da década de 80, que nos dias de hoje se encontra totalmente ultrapassada e na qual se valorizava apenas o resultado da osseointegração, mesmo que nesta não estejam representados todos os critérios necessários à proteção do paciente face a fatores de risco mais severos.

Em consonância, diversos autores corroboram alguns indicadores de sucesso no processo terapêutico com implantes, determinando um conjunto de características clínicas e radiográficas (Albrektsson, Zarb *et al.*, 1986; Buser, Mericske-Stern *et al.*, 1997; Karoussis, Muller *et al.*, 2004).

Esses indicadores compreendem ações como:

- Ausência de mobilidade;
- Ausência de queixas persistentes (dor, neuropatias e disestesia);
- Ausência de infecção peri-implantar recorrente com exteriorização;
- Ausência de radio - lucidez contínua em torno do implante;
- Ausência de profundidade de sondagem e de hemorragia à sondagem;
- Perda óssea vertical, após o primeiro ano em função, não superior a 0.2mm.

Os referidos indicadores de sucesso contribuem para determinar o possível insucesso da terapia, que pode ocorrer no seguimento complicações ou dificuldades imediatas ou mais tardias, ou seja, num período de tempo posterior à colocação em função.

6 Indicações e contraindicações da reabilitação oral com implantes dentários

Um correto e sistemático planeamento do caso, onde estará naturalmente incluída uma abrangente histórica clínica do paciente candidato à colocação de implantes será um requisito essencial para o sucesso do tratamento a longo prazo (Alcoforado G *et al.*, 2008).

Como principais indicações para o uso de implantes temos 4 grupos distintos:

- Edentulismo parcial ou total;
- Insatisfação ou rejeição das próteses totais ou parciais removíveis.

Como contraindicações da reabilitação oral com implantes temos a idade precoce, em que a colocação de implantes antes do crescimento ósseo vertical está contraindicado. Durante o crescimento dos maxilares, o implante irá comportar-se como um dente anquilosado, podendo permanecer em infra-oclusão pelo não acompanhamento do crescimento dos maxilares

Geralmente o crescimento ósseo termina por volta dos 16 anos no sexo feminino e nos 18 anos para o sexo masculino. Porém esse crescimento, segundo Renouard e Rangert citado por Alcoforado G *et al.* (2008) pode-se prolongar até idades mais avançadas e provocar problemas estéticos de difícil resolução.

Para Garcez e Cruz citado por Alcoforado G *et al.* 2008 a gravidez é uma contraindicação, durante este período procedimentos cirúrgicos devem ser evitados devido as alterações hormonais, o uso de radiação ionizante (rx) também deve ser evitado assim como a administração de fármacos pré e pós-operatório que podem induzir efeitos teratogénicos ao embrião ou feto.

Os pacientes com expectativas irreais ou mal-informados devem ser detalhadamente instruídos sobre vantagens bem como desvantagens do tratamento com implantes. O doente deve conhecer os limites reais da reabilitação, conhecer as alternativas disponíveis, potenciais complicações, resultados esperados e principalmente a sua

responsabilidade ao longo de todo o processo terapêutico, bem como na fase manutenção subsequente (AAP, citado de Alcoforado G. *et al.*, 2008).

A disponibilidade do paciente é um fator importante, alguns tratamentos requerem, em determinadas fases, uma monitorização mais controlada, sendo necessário que o paciente esteja disponível para as consultas de observação e controlo. Por estes motivos Renouard e Rangert defendem que o tratamento não deve ser realizado em pacientes cuja disponibilidade não permite respeitar o intervalo definido entre consultas.

O estado psicológico, distúrbios emocionais ou de carácter depressivo devem ser considerados de alto risco. Deficiências mentais, demência senil, esquizofrenia, depressão crónica, toxicodependência ou alcoolismo são alguns desses distúrbios. Estes aspetos prendem-se não com aspetos de índole médica mas sim com a importância em compreender a participação na manutenção da reabilitação oral depois de terminada a fase de osseointegração (Orton *et al.*, 1992; Bascones, 1993).

Radioterapia da cabeça e pescoço é atualmente uma incerteza não havendo um consenso na literatura acerca da sua influência na osseointegração. Uma revisão sistemática recente de Chambrone *et al.* (2013) concluiu que para a maioria dos estudos, a radioterapia da cabeça e pescoço estava associada a uma maior taxa de perda dos implantes. Uma meta-análise da literatura atual, entre 2007 e 2013, e a literatura dos anos 1990-2006 conduzidos por Schiegnitz. *et al.* (2014) revelou que na literatura atual (2007-2013), não há diferenças estatisticamente significativas na sobrevivência do implante entre o osso nativo não irradiado e irradiado. Por seu lado a meta-análise da literatura entre 1990-2006 demonstrou haver diferenças significativas na sobrevivência dos implantes em osso irradiado e não radiado, sendo maior a sobrevivência para implantes inseridos em osso não radiado.

Segundo Bielsa citado por Alcoforado G *et al.* (2008) fatores económicos como o custo do tratamento reabilitador depende diretamente do número de implantes a colocar assim como o tipo de reabilitação oral. Por este motivo cabe ao médico dentista individualizar cada caso e apresentar de uma forma clara e inteligível as diferentes alternativas reabilitadoras ao paciente, aconselhando sempre o tratamento ideal e deixando ao critério do paciente a sua decisão final.

Também segundo o mesmo autor, pacientes imunodeprimidos pela medicação que possam estar a tomar, presença de determinadas doenças sistêmicas ou terapias de irradiação, poderão ser considerados de alto risco. Pacientes infetados com vírus HIV, hepatite B ou C, ou outros deverão ser estudados individualmente e a avaliação do caso deve basear-se, principalmente nas capacidades de defesa, regeneração e coagulação.

As doenças metabólicas como a Diabetes *Mellitus* (DM), constitui-se um dos maiores fatores de risco neste âmbito, sendo de uma forma geral um dos maiores flagelos no domínio da saúde pública. Trata-se de uma patologia endocrinológica que pode apresentar-se por tipo I e tipo II, sendo que os doentes de tipo I são aqueles que dependem de insulina e os de tipo II, não (Harrison 2005).

A DM segundo Dowell *et al.* (2009) não é contraindicada neste tipo de terapia, não interferindo contudo, de forma direta com o (in) sucesso dos implantes dentários, estando consensualmente discutido, que relativamente à globalidade da população comum, os doentes de diabetes *mellitus* controlada, não ficam sujeitos a mais ou maiores riscos.

Neste âmbito, Balshi e Wolfinger (1999) no estudo e trabalho desenvolvido neste domínio, observaram que embora a taxa de sucesso fosse elevada, o efeito da diabetes nestes doentes sentiu-se acima de tudo, no período pós cirúrgico, na fase de cicatrização.

Os mesmos autores referem que o rastreio da diabetes é uma necessidade central que deve ser considerada em todos os casos, na fase inicial do tratamento com implantes, uma vez que, por se tratar de uma patologia grave, no caso de estar presente, sejam diligenciados os procedimentos de controlo da mesma, no sentido de poderem ser ampliadas as hipóteses de se realizar a osseointegração da melhor forma.

Outros autores e investigadores de referência foram também desenvolvendo os seus estudos neste âmbito, sendo comum a conclusão de que os doentes com a doença de diabetes apresentam efeitos de falhas de implantes não implicando necessariamente o insucesso da reabilitação com implantes, mas indicando que as mesmas se verificam precoces (Mombelli & Cionca 2006).

Hipotiroidismo grave, pressupõe um atraso da cicatrização dos tecidos e uma reação adversa a determinados medicamentos (Bielsa *et al.*, 2001).

Patologias ósseas tais como a osteoporose (OSTP) é uma doença esquelética sistémica, que conforme define (2005), caracteriza-se pela deterioração da micro-arquitetura do tecido ósseo, que pela fraca densidade está mais facilmente exposto a eventuais e inesperadas fraturas.

Tal como a DM, esta patologia distingue-se em dois tipos, tipo I e tipo II, sendo que o primeiro se associa à menopausa e o tipo II afeta a zona trabecular e medular do osso e surge em indivíduos de ambos os sexos, normalmente com idade superior a 70 anos.

Alsaadi e colaboradores (2007) defendem que a reduzida densidade óssea na zona de implante, resultante desta doença, eleva a taxa de insucesso precoce implantar. Por outro lado, outros estudos comprovam que não existe relação entre a taxa de insucesso e a patologia, assim como, não existe menor percentagem de novo osso formado junto desses mesmos pacientes (Arnhart *et al.*, 2011; Gaetti-Jardim *et al.*, 2011).

Percebemos que as visões dos investigadores vão sendo diversificadas, mas Tsolaki *et al.* (2009), compreende que o período de cicatrização dos implantes em pacientes com OSTP deve ser maior, assim como, deve ser tida em consideração a anatomia do implante escolhido.

Patologias cardiovasculares são segundo Bielsa citado de Alcoforado G *et al.* (2008) as que apresentam mais contraindicações ou pelo menos, mais inconvenientes e necessidade de maiores cuidados antes da colocação de implantes. Pacientes com episódios agudos de angina de peito ou enfarte do miocárdio devem ter o tratamento com implantes adiado por um período nunca inferior a 6 meses.

Segundo o mesmo autor, a hipertensão, desde que controlada não constitui qualquer contraindicação. No entanto, se a hipertensão não esta devidamente controlada, a colocação de implantes é uma contraindicação (Alcoforado G *et al.*, 2008).

7 Biomateriais e biocompatibilidade

7.1 Definição de biomaterial

Um biomaterial tem por objetivo substituir órgãos ou tecidos no organismo humano, e para isso, antes de ser aplicado clinicamente nesse fim, é necessário proceder a uma investigação profunda e exaustiva acerca da biocompatibilidade e segurança biológica do mesmo.

Existem características principais que devem ser consideradas nos materiais de utilização médica, ou seja, nos biomateriais. Estas características centram-se essencialmente, na biocompatibilidade, na ausência de efeitos tóxicos ou nocivos para o organismo e na eficiência de resposta das propriedades biomecânicas face às necessidades dinâmicas e estáticas a que tal material pode estar sujeito.

Inicialmente um biomaterial definiu-se como "(...) *um material não vivo, usado como dispositivo médico, projetado para interatuar com sistemas biológicos(...)*" (Putter C, DeLange GL, Groot K, *et al.*, 1988), podendo também ser considerado como um material que interage com o tecido ósseo onde é implantado, mantendo as suas propriedades e estrutura, sem interferir ou alterar o meio fisiológico abrangente.

Alguns investigadores da Sociedade Europeia de Biomateriais, desenvolveram o seu trabalho de investigação na elaboração de um documento que em 1986, deu origem à definição do conceito de biomaterial. Este documento determinava o conceito de biomaterial como "*(...) todo o material não-viável usado em meio médico, desenvolvido para interagir com sistemas biológicos*".

7.2 Biocompatibilidade

A biocompatibilidade é a capacidade de um material, estimular uma resposta biológica ajustada numa determinada aplicação no organismo, atendendo a uma série de fatores, que se relacionam com as condições oferecidas pelo hospedeiro, as propriedades do material a aplicar, assim como, da localização anatómica dessa aplicação. O conceito de biocompatibilidade baseia-se portanto nas interações entre o material e o meio biológico onde vai ser integrado, sendo que um dos fatores centrais dessa biocompatibilidade, é a resposta tecidual, que vai permitir alcançar uma indicação clínica sobre o sucesso do implante (Williams DF, 1991).

Nesta sequência, verificamos que os biomateriais antes de serem aplicados no corpo humano, devem passar por uma série de testes e análises de biocompatibilidade, no sentido de avaliar os vários níveis necessários nesta verificação. Assim, a biocompatibilidade pode ser avaliada, nas seguintes situações:

- a) *in vitro*;
- b) *in vivo*, no animal;
- c) *in vivo*, no ser humano.

A aplicação de um biomaterial no contexto clínico exige uma série rigorosa de testes que permitem assegurar a sua segurança biológica, os níveis de toxicidade, carcinogenicidade e biocompatibilidade, sendo estes fatores de análise, um conjunto de ensaios *in vitro* e *in vivo* específicos. Os ensaios ou análises realizadas com seres humanos avaliam na globalidade o comportamento local do implante e seus efeitos sistémicos.

Comumente com as propriedades físico-químicas intrínsecas do biomaterial, o sucesso de um implante relaciona-se fundamentalmente com a zona da interface criada entre o tecido ósseo e o material implantado. Por isso, observamos que a análise de resposta dos tecidos à implantação de um biomaterial, se impõe como um fator importantíssimo nos testes da biocompatibilidade. A análise do meio biológico e dos biomateriais implantados em determinada zona, na interface entre as células e a

superfície dos materiais, é fundamental para a avaliação e quantificação da sua biocompatibilidade (Malik MA, Puleo DA, Bizios R, Doremus RH, 1992).

Os estudos *in vitro* indicados para a avaliação da biocompatibilidade dos materiais apresentam algumas vantagens importantes, das quais se destacam, a rapidez ou celeridade com que apresentam resultados, a sensibilidade dos mesmos e a reprodutividade e baixo custo face aos testes *in vivo*; o isolamento das condicionantes inerentes ao processo em estudo; a eliminação de materiais que não apresentem biocompatibilidade, poupando tempo e investimento e a minimização do número de experiências aplicadas em animais.

Na análise da biocompatibilidade de materiais, existem ainda fatores limitadores à prática destes estudos, nomeadamente no que respeita à dificuldade de reprodução *in vitro*, do ambiente fisiológico dos tecidos orgânicos, assim como, abranger todas as interações possíveis, entre os fatores envolvidos nos mecanismos de defesa e de reparação do organismo, após a implantação de um biomaterial (Muster D, 1993).

Embora se estabeleça como uma metodologia válida, na efetivação de uma seleção antecipada de diversos materiais destinados à utilização médica, os resultados adquiridos não podem ser extrapolados diretamente para as situações clínicas, sem antes perceber e considerar as limitações dos ensaios. Contudo, importa referir que os ensaios e experiências *in vitro*, na sua globalidade e dimensão, não substituí os testes seguintes aplicados *in vivo*.

No domínio dos estudos *in vitro*, percebemos que a utilização de células humanas distintas conseguidas a partir do tecido onde, vão ser implantados os biomateriais, constitui-se um fator relevante para o mesmo, uma vez que desta forma a reação tecidular é mais representativa da reação ocorrida nos estudos *in vivo*.

A análise histológica por microscopia ótica, por exemplo, vai possibilitar a demonstração do tipo de aderência do implante aos tecidos envolventes, uma vez que a sua capacidade de resolução permite caracterizar essa interface, assim como, a intervenção das células dos tecidos moles.

Contudo esta análise, somente permite o desenvolvimento de uma visão ampla e geral dos tecidos que se formam, na zona envolvente dos implantes devendo a descrição da natureza de resposta do tecido ósseo, face à colocação dos implantes, ser minuciosamente analisada.

A microrradiografia é também uma metodologia que permite desenvolver a análise e estudo do tecido ósseo neoformado na zona envolvente da superfície de um implante, possibilitando distinguir claramente a diferença entre um tecido ósseo mineralizado e um tecido ósseo não mineralizado, existente na interface.

8 Ângulo de contacto

Os minerais surgem como elementos químicos cristalinos cujos átomos do seu interior estão unidos entre si por meios de ligações químicas, tais como ligações covalentes polares e apolares, ligações iónicas, metálicas e outras ligações mais fracas do ponto de vista energético. Essas ligações interiores encontram-se perfeitamente estáveis do ponto de vista energético, ao contrário das moléculas de superfície que não tem todas as suas ligações preenchidas resultando em ausência de ligações com átomos superiores e lateralmente o que leva a uma elevada energia livre, chamada de energia de superfície (j/m^2), sendo essa energia maior nos átomos mais externos (possuem menos ligações) (Yuehua Yuan & T. Randall Lee, 2013).

A energia de superfície ou tensão superficial está presente nas interfaces entre dois fluidos (gás-líquido ou líquido-líquido) ou entre um fluido e um sólido (sólido-gás ou sólido-líquido); (Y. Yuan *et al.*, 2013; J. H. Snoeijer *et al.*, 2008).

De acordo com o princípio da menor energia, a natureza tende sempre a um estado de energia mínima. É por essa razão, por exemplo, que uma gota de água tende à forma esférica, pois esta é a forma geométrica de mesmo volume com a menor área de superfície (Figura 14). Da mesma forma, a adesão de um material sobre outro será tanto melhor quando maiores forem as energias de superfícies envolvidas (Y. Yuan *et al.*, 2013).

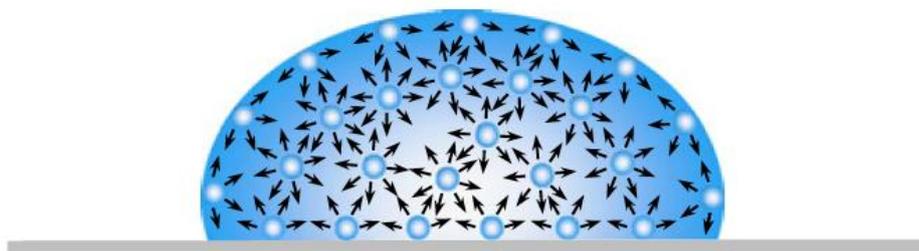


Fig 14- Representação de gota de água em equilíbrio sobre uma superfície.

A molhabilidade surge assim como uma propriedade físico-química importante das superfícies que se traduz com a tendência ou não de um líquido se espalhar sobre uma determinada superfície (K. Liu *et al.*, 2013).

A medição do ângulo de contacto entre uma gota de líquido e a superfície onde ela repousa é definida com o ângulo entre o plano tangente e uma gota de líquido e um plano contendo a superfície onde o líquido se encontra depositado (Figura 15); (B. Nunes, 2008; L. Fenge *et al.*, 2013).

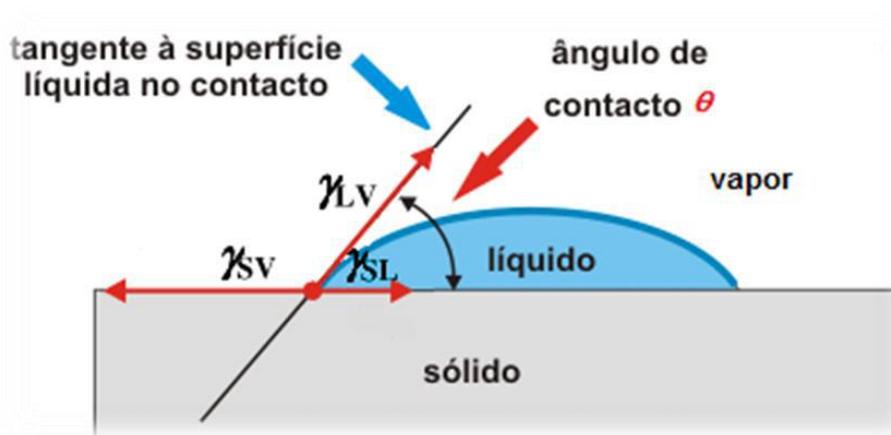


Fig 15- Representação da medição estática do ângulo contacto.

Quando a superfície em causa é lisa, homogénea, plana e não deformável, a equação que descreve o equilíbrio das forças que atuam no ponto triplo, é dada pela equação de Young:

$$\gamma_{LV} \cos\theta = \gamma_{SV} - \gamma_{SL}$$

Onde, γ_{LV} é a tensão superficial do líquido em equilíbrio com o vapor, γ_{SV} é a tensão superficial do sólido em equilíbrio com o vapor e γ_{SL} é a tensão superficial do sólido em equilíbrio com o líquido (K. Liu *et al.*, 2013, A. Nakajima *et al.*, 2011).

8.1 Medição do ângulo de contacto

A medida de ângulo de contato pode ser influenciada por alguns fatores (Shaw, 1975):

1. Contaminação da superfície líquida, que provoca a diminuição do valor obtido;
2. Maior grau de heterogeneidade das superfícies sólidas em relação às superfícies líquidas (rugosidade);
3. Efeito da histerese, quando o líquido avança sobre uma superfície sólida seca ou retrocede sobre a superfície de sólido já molhado. Os dois casos resultam em ângulos de contato diferentes, sendo o ângulo quando se retrocede menor, por causa da camada de líquido residual na superfície sólida já molhada.

O valor do ângulo de contacto obtido traduz-se no grau de molhabilidade da superfície. Caso a tensão superficial do sólido em equilíbrio com o vapor seja superior à tensão superficial entre o sólido e o líquido $\gamma_{sv} > \gamma_{sl}$, na equação de Young, o $\cos\theta$ será positivo e o ângulo de contacto será inferior a 90° (Figura 16b). Neste caso, diz-se que o líquido molha parcialmente a superfície, obtendo-se uma superfície hidrofílica. Na situação inversa, quando $\gamma_{sv} < \gamma_{sl}$ os valores de $\cos\theta$ são negativos, pelo que o ângulo de contacto será superior a 90° (Figura 16c). Assim, obtém-se uma superfície hidrofóbica, onde o líquido não molha o sólido. Existem ainda as situações extremas que se referem a superfícies super-hidrofílicas, quando o ângulo de contacto é inferior a 10° (Figura 16a) e as superfícies super-hidrofóbicas quando o ângulo de contacto é superior a 150° (Figura 16d) (K. Liu *et al.*, 2013; B. Nunes 2008; A. Nakajima *et al.*, 2011; L. Fenge *et al.*, 2002, Gittens *et al.*, 2014).

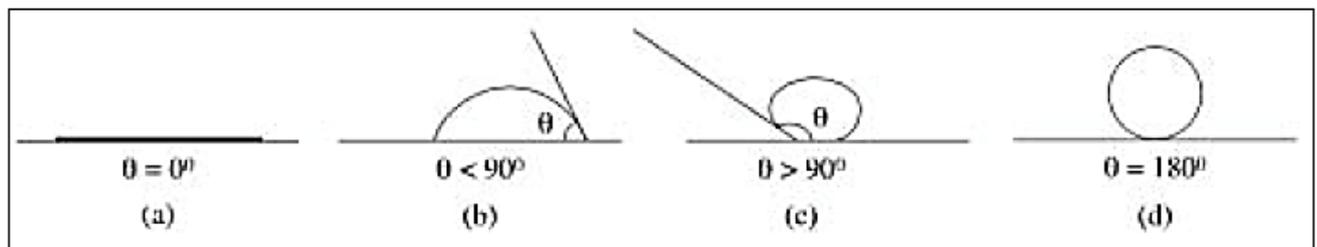


Fig 16- Representação de diferentes comportamentos de molhabilidade de uma gota em equilíbrio sobre uma superfície.

8.2 Medição estática

A avaliação energética de uma superfície realiza-se através da medição do ângulo de contacto, cujas técnicas são diversas, podendo ser divididas em medições estáticas e medições dinâmicas.

A medição estática define-se pela facilidade de execução e simplicidade de utilização. Existem algumas variáveis fundamentais que, poderão intervir nesta ação como, a variável química da gota a aplicar, a variável do volume e do tamanho e as variáveis associadas à temperatura e ao tempo. A medição estática processa-se do seguinte modo, e conforme podemos observar na Figura 17 apresentada abaixo:

- Aplicação de uma micro-gota de determinado líquido sobre a superfície em análise;
- Observação do líquido e da superfície, através de um microscópio ótico horizontal;
- Proceder à medição do ângulo interno formado entre o líquido e a superfície.

Observamos portanto que na medição do ângulo de contacto através da técnica de medição estática, quanto maior for a energia de superfície, menor será o ângulo formado por esta e a micro-gota.

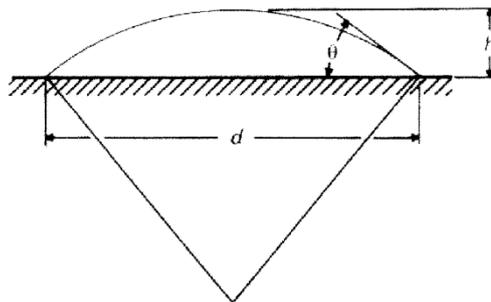


Fig. 17- Medição estática de superfície, $\theta = \tan^{-1}(2h/d)$.

8.3 Medição dinâmica

No âmbito da medição dinâmica, é possível contornar alguns fatores que intervêm com aspetos relacionados com a medição estática, nomeadamente, fatores como tempo, volume e tamanho da micro-gota, não obstante a mesma poder ser realizada sobre superfícies irregulares.

Esta técnica através do princípio de *wilhemy* foi inicialmente desenvolvida por Ludwig F. Wilhelmy (1812-1864), baseando-se na quantificação da intensidade de uma força, através de uma balança, medida quando uma placa é imersa ou emersa num líquido contido numa tina, cuja tensão superficial é conhecida (Figura 18). O ângulo formado entre o líquido e a superfície é medido tanto durante a imersão como durante a emersão através da expressão:

$$\cos\theta = F/Ly$$

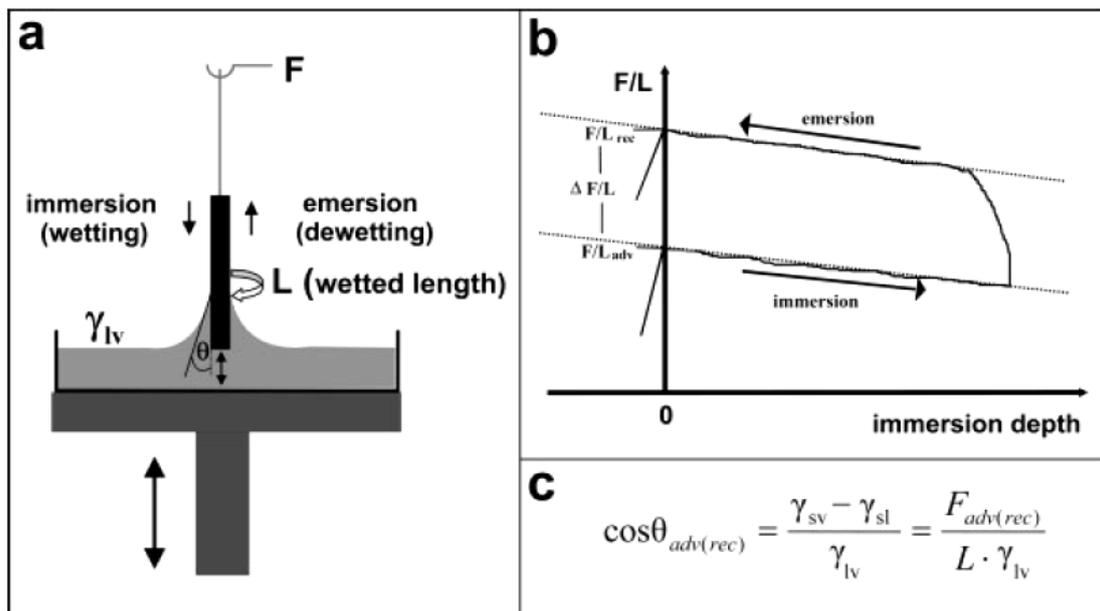


Fig. 18- Representação do cálculo do ângulo de contato.

Em que θ é o ângulo formado durante a imersão e emersão, F é a força gerada na imersão e emersão, L é o perímetro da amostra e γ é a tensão superficial do líquido usado (Rupp *et al.*, 2011).

III.

MATERIAIS E MÉTODOS

III. MATERIAIS E MÉTODOS

O presente ensaio *in vitro* pretende compreender os efeitos e comportamentos dos implantes relativamente à hidrofiliabilidade de superfície, atendendo à diferenciação do fabricante e tratamento de superfície de cada um.

O local escolhido para a realização deste estudo *in vitro* foi a Universidade de Aveiro (UA), pelo seu elevado prestígio ao nível da investigação, tendo já sido distinguida com alguns prémios nacionais/internacionais a este nível.

A UA é considerada uma das 500 melhores universidades do Mundo pelo Ranking da US News. Além disso está coligada com o grupo de Laboratórios Associados CICECO - Centro de Investigação em Materiais Cerâmicos e Compósitos, que contribui ativamente para o desenvolvimento do conhecimento científico e tecnológico necessários para a produção e transformação inovadora de materiais cerâmicos, híbridos orgânicos-inorgânicos e materiais para o desenvolvimento sustentável.

O ensaio decorreu no departamento de química no laboratório de termodinâmica de processos e produtos aplicados, cujo responsável é o Professor Doutor João Araújo Pereira Coutinho, licenciado em Engenharia Química e especialista em Bioengenharia, pela Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto no ano 1992. Em 1995 concluiu o Doutoramento em Engenharia Química pela Universidade Técnica da Dinamarca, com um trabalho sobre extração e transporte de petróleo.

No ano 1997 obteve a equivalência ao grau de Doutor em Engenharia Química pela Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto e no ano 2007 a agregação em Química pela Universidade de Aveiro com uma dissertação sobre Engenharia do Produto.

A supervisão e orientação na realização dos testes propostos pelo investigador, foram da responsabilidade do Doutor Pedro Jorge Marques de Carvalho, licenciado em Engenharia Química na Universidade de Aveiro; Mestre em Engenharia Química pela mesma instituição de ensino com a dissertação de mestrado intitulada - Medidas de Propriedades Termofísicas de perfluorcarbonos e líquidos iónicos e doutorado pela Universidade de Aveiro com a tese Tratamento de Gás Natural *Streams* com líquidos iónicos.

O equipamento utilizado neste estudo foi o tensiómetro de superfície NIMA DST9005, representado na Figura 19. Trata-se de um equipamento bastante sofisticado, comparativamente a outros também usados neste tipo de investigação, sendo bastante eficaz preciso e completo.

O tensiómetro de superfície NIMA DST9005 é um instrumento capaz de medir a força, tensão superficial, e ângulos de contacto estáticos e dinâmicos, em movimentos de imersão e emersão. Essas medições são controladas por um *software* que avalia a velocidade e profundidade de imersão/emersão das amostras num líquido teste.



Fig. 19- Tensiómetro de superfície NIMA DST9005.

Nas medições podem ser usados, tanto um anel Du Noüy de platina/Irídio como uma placa de *Wilhelmy* como se pode observar na Figura 20.

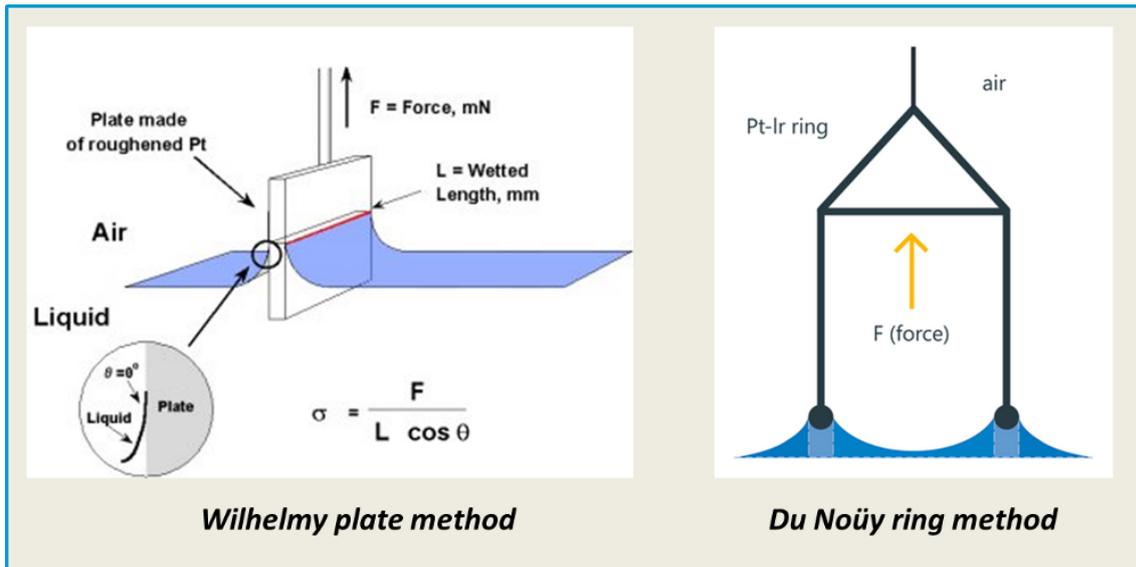


Fig. 20- Esquema representativo de medições pelo princípio de Wilhelmy plate à esquerda e Du Nouy ring à direita.

Em medições mais precisas e repetitivas este tensiómetro permite acoplar um banho termo estatizado, que permite manter a amostra em estudo, dentro de $\pm 0,01$ K, garantindo assim, uma homogeneização da temperatura adequada, mantendo-a na fase líquida, por meio de um agitador magnético posicionado na base da célula de medição.

1. Caracterização da Amostra

A amostra do estudo foi composta por seis tipos de implantes, com grande aplicabilidade na medicina dentária, todos originais, esterilizados e embalados.

Dentro de cada tipo de implante foram realizadas medições a três amostras iguais, reduzindo deste modo o enviesamento dos resultados.

Como critérios de inclusão destacamos a seleção de implantes com tratamento de superfície, o conhecimento dos sistemas em estudo e a grande cota de mercado que apresentam.

Os sistemas de implantes de superfície maquinada ou não tratada foram excluídos deste estudo, assim como, os sistemas que apresentam apenas implantes curtos.

Os implantes utilizados na investigação estão representados na Tabela 1.

Tabela 1- Implantes sujeitos a análise.

Fabricante	Superfície	Lote	Referência	Validade	Ø x cp (mm)
Klockner	Essential	11606-986	10 40 14	01/2020	4.0x14mm
Nobel	TiUnite	12047593	32218	27/07/2020	4.3x16mm
Astra Tech	OsseoSpeed	180134	25236	16/11/2020	4.2x15mm
Emfils	Colosso	091220	IHE-4014	14/02/2017	4.0x14,5mm
Straumann	SLA	KG478	043.165S	25/08/2020	4.1x14mm
Straumann	SLActive	KR732	033.564S	18/11/2020	4.1x14mm

Os implantes Straumann, de origem Suíça, existem no mercado há cerca de 50 anos. Com grandes investimentos no princípio da evolução, é atualmente das fabricantes de implantes com produtos tecnologicamente mais avançados e inovadores. Na sua superfície SLA, lançada no ano de 1998, observamos, uma das superfícies rugosas mais documentadas na Implantologia.

Este tipo de superfície é alvo de um jateamento de partículas de areia de grão grosso seguida de ataque ácido, sendo que o resultado se efetiva numa estrutura ideal para a adesão celular (Figura 21).



Fig. 21- Implantes com superfícies SLA usados no estudo.

Mais recentemente, a Straumann criou o tratamento de superfície SLActive (Figura 22), no sentido de facultar um tratamento seguro e rápido aos pacientes, minimizando como fator principal, o tempo de cicatrização para as 3 - 4 semanas, em vez das habituais 8-12 semanas. Nesta nova técnica a superfície do implante é hidroxilada, uma mudança química que melhora as condições consideradas ideais para a adsorção direta das proteínas, promovendo a iniciação imediata da integração do implante no leito ósseo. O SLActive é produzido com o mesmo jateamento e condicionamento ácido que a superfície SLA mas é lavada sob proteção de azoto para prevenir a exposição ao ar e contaminação com agentes atmosféricos, em seguida o implante é armazenado num recipiente selado contendo uma solução isotónica de cloreto de sódio (Wennerberg. *et al.*, 2011).

O início do processo de cicatrização percebe-se pela formação de coágulos sanguíneos sobre a superfície do implante, sendo que as propriedades hidrofílicas e quimicamente ativas na mesma, oferecem o acesso a uma maior área de superfície, que permite a adsorção de proteínas sanguíneas e a formação da rede de fibrina. Assim ficam reunidas as condições necessárias ao início do processo de cicatrização pós-cirurgia, ou seja, à formação de coágulos sanguíneos que o favorecem.

A superfície SLActive promove um desenvolvimento ósseo rápido, uma vez que apresenta um maior nível de mineralização de células ósseas, tendo estes fatores sido expostos e confirmados em estudos *in vitro* e *in vivo*. Também se analisou que o processo de cicatrização com esta superfície é mais rápido, tendo o mesmo sido manifestado pelo grau de contacto osso-implante. Assim, segundo Oates *et al.* (2007), a superfície SLActive foi criada no sentido de promover a otimização de propriedades de

integração óssea, alcançando uma estabilidade mais rápida, relativamente às superfícies hidrofóbicas.

Tendo em contas as características únicas dos implantes Straumann, estes apresentam viabilidade e segurança nas situações mais vulneráveis e difíceis, no que respeita a casos de enxertos ósseos ou em ossos de baixa qualidade, tipo III e IV.



Fig. 22- Implantes com superfície SLActive utilizados na amostra.

O implante Replace Select Tapered, da Nobel Biocare (Figura 23) é um sistema de implante que completa diversas necessidades em termos de tratamento, composto por três canais de integração, permite obter uma colocação segura e precisa dos pilares. O modelo cónico original reproduz os contornos da raiz de um dente natural, tendo sido criado no sentido de oferecer maior estabilidade inicial.



Fig. 23- Implantes Replace Select Tapered com superfície TiUnite usados na amostra.

A otimização do processo de osseointegração é promovida por uma superfície TiUnite™ introduzida pela primeira vez no Brånemark System no ano 2000. Obtida mediante um processo de oxidação anódica, uma técnica eletroquímica que envolve a utilização de um electrólito e resulta num aumento progressivo, em direção apical, da camada de óxido, tornando-a isotrópica e com a presença de poros abertos uniformemente distribuídos na extensão micrométrica inferior. Resulta num aumento de área de cerca 37% (Figura 24).

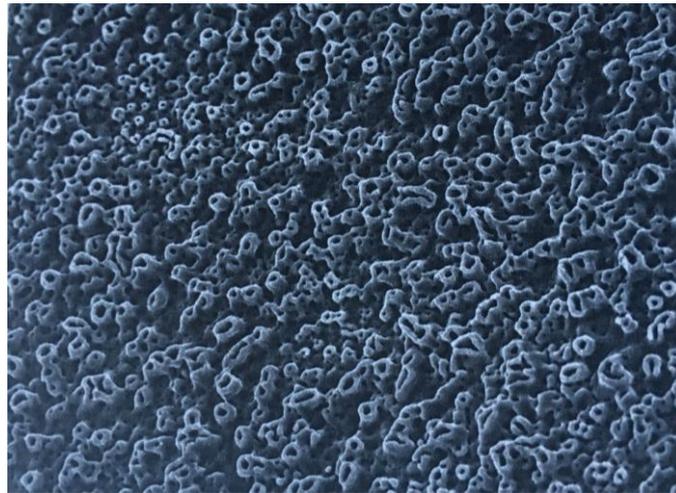


Fig. 24- Imagem através do MEV da superfície TiUnite.

O sistema Colosso (Figura 25), baseia-se na simplicidade, segurança e praticabilidade clínica e tem como prioridade central, diminuir o tempo operatório do médico dentista. Trata-se de um sistema de implantes que se caracteriza por possuir as roscas apicais mais largas e distanciadas em comparação com as roscas mais cervicais que vão sendo menos largas e com distância entre elas menor. Esta topografia confere ao implante uma forma cônica e com grandes índices de estabilidade primária.

A sua superfície é tratada com jateamento de partículas de óxido de alumínio seguida de um acondicionamento ácido que lhe confere um aumento da rugosidade e área de superfície.



Fig. 25- Implante Colosso usados na amostra.

O sistema de implantes Essential da Klockner (Figura 26), caracteriza-se por um implante de dupla espira desenhada para encurtar o tempo cirúrgico e aumentar o contacto implante-osso. O seu ápice arredondado e atraumático aumenta a segurança de inserção em áreas onde o risco de lesões de estruturas nobres está presente.

O seu colo polido de 0,7 ou 1,5 mm de altura é específica para margens de biótipos gengivais finos ou grossos proporcionando uma elevada facilidade de adesão e regeneração de tecidos moles.

O seu tratamento de superfície consiste no jateamento com partículas de alumina seguida de ataque ácido contribuindo para uma maior área de contacto entre implante e OSO.



Fig. 26- Implantes Essential usados na amostra.

O sistema de implantes Astra Tech (Figura 27), com a sua superfície OsseoSpeed™ - surge como uma evolução da superfície TiOblast que para além de ser jateada com partículas de óxido de titânio em condições e atmosfera controladas é alvo de uma fluoretação com iões de flúor que estimula a formação óssea e fornece ligação mais forte osso-implante.



Fig. 27- Implantes Astra Tech utilizados na amostra.

IV.

METODOLOGIA

IV. METODOLOGIA

1. Desenho do Estudo Experimental

A metodologia usada na investigação e elaboração deste trabalho, é sustentada na pesquisa bibliográfica, tendo sido adotada uma parte de trabalhos existentes, contudo importa salientar que, pretendemos abordar aspetos morfológicos do material a usar na análise comparativa *in vitro* da hidrofiliabilidade de superfície de seis tipos de implantes dentários, no sentido de otimizar os mesmos.

Em cada tipo de implante testado foram usados três amostras iguais de modo a evitar o enviesamento de resultados, sendo posteriormente usado a média das 3 amostras de cada tipo de implante como termo de comparação.

O principal objetivo deste estudo *in vitro* é comparar entre estes diferentes tipos de implantes, os que apresentam na sua superfície melhores características hidrofílicas.

Assim, com vista a assegurar o procedimento do ensaio foi obtida uma amostra de alumínio 6061 (Figura 28) em que se efetuaram espiras com uma rosqueadeira, de modo a obter uma forma e dimensão o mais semelhante possível aos da amostra a comparar (Figura 29).



Fig.28- Amostra de alumínio 6061.



Fig. 29- Simulação de roscas, forma e dimensão de um implante numa amostra de alumínio 6061.

A representação de resultados com medições dos ângulos de contacto na amostra de alumínio permitiu assegurar a reprodutibilidade do ensaio.

As variáveis decorreram das diversas medições elaboradas aos seis tipos de implantes dentários de cinco fabricantes distintos, utilizadas na amostra.

Os implantes utilizados neste estudo, variam em largura de 4.0 a 4.5 mm e em altura de 14 a 16 mm.

Cada amostra foi sujeita a medições do ângulo de contacto, sendo para o efeito utilizado o tensiómetro dinâmico de superfície NIMA, a uma temperatura ambiente controlada de 20°C +/-1 e velocidade de imersão/emersão 10 mm/min.

Durante as medições do ângulo de contacto a variável L da equação $\cos\theta = F/L$ correspondente ao perímetro da amostra não foi alterada no software, mantendo-se a que estava em “default” pelos seguintes motivos (Figura 30):

- Nem todos os fabricantes fornecem os dados das medidas dos seus implantes;
- O corpo cónico que alguns implantes apresentam leva a que se torne difícil quantificar o valor de L para determinado comprimento;
- Todos os implantes apresentam espiras no seu corpo que variam geometricamente em altura, largura, espessura tornando-se difícil obter um valor certo para se subtrair ao perímetro do implante.

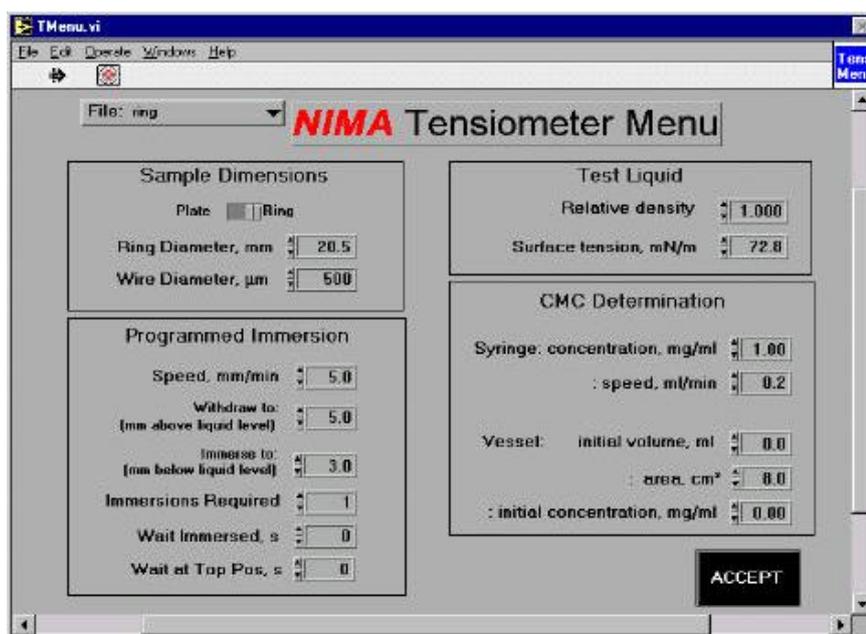


Fig. 30- Menu do tensiómetro de superfície NIMA.

Para cada amostra foram realizadas 5 imersões a uma profundidade de cerca de 10 mm e 5 emersões (Figura 31), em água ultrapura (Figura 32) cujo valor da tensão superficial está descrita na literatura, $72,8 \text{ (mM/m}^2\text{)}$ para a temperatura 20°C (K. Liu *et al.*, 2013; L. Fenge *et al.*, 2002).

Entre cada amostra a água ultrapura foi substituída de maneira a evitar contaminação entre medições.

Todos os implantes foram testados depois de abertas as embalagens, com o cuidado de se evitar o contacto durante a sua manipulação. Para tal, em cada sistema de implantes foi usado o respetivo transportador do implante.

No caso do implante SLActive da Straumann cujo armazenamento está num recipiente envolvido numa solução isotónica de NaCl, o mesmo foi previamente seco com recurso a compressas esterilizadas de modo a que não ocorresse contaminação da água ultra pura e assim assegurar uma igualdade de critérios para com os restantes implantes.

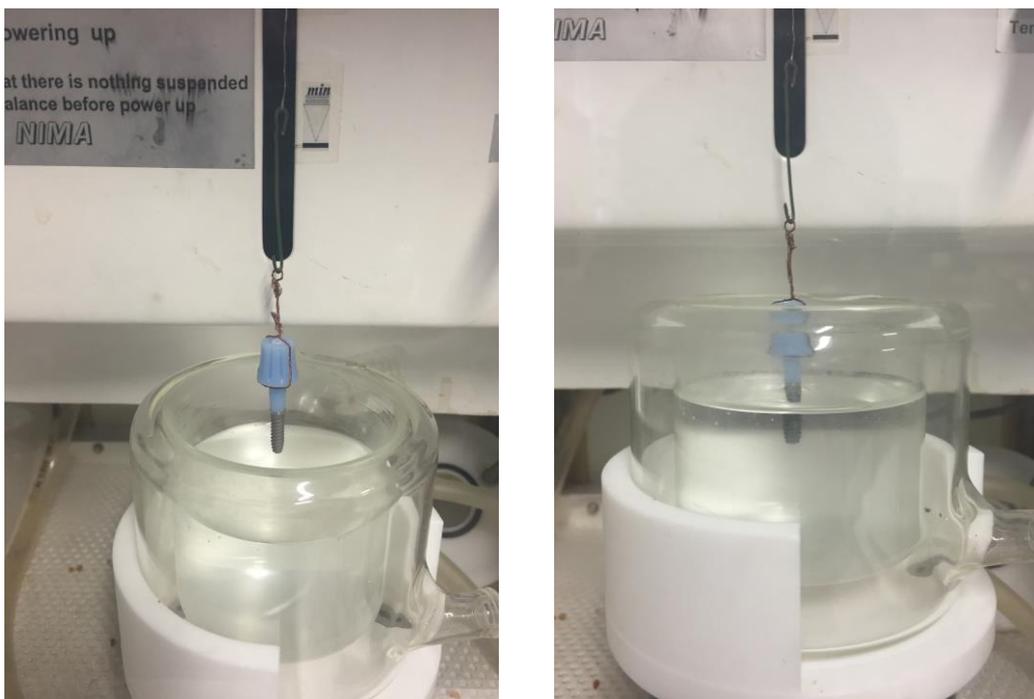


Fig. 31- Processo de imersão do implante.



Fig. 32- Água ultrapura usada no ensaio.

Os diferentes valores de ângulo contacto obtidos durante os procedimentos de imersão e emersão foram registados.

Dentro desse intervalo de valores, os valores compreendidos acima dos 10mm de profundidade foram os usados como termo de comparação.

Tal justificação prende-se pelo facto do tensiómetro fazer entre duas e três medições a cada segundo traduzindo numa vasta quantidade de valores obtidos.

Por limitação técnica do tensiómetro o valor exato de 10 mm de profundidade não é possível de se obter, pelo que existe sempre um valor superior de compensação do equipamento acima dos 10,0 mm de profundidade.

Deste modo no sentido de reduzir a quantidade de valores a analisar e de se evitar resultados enviesados, apenas foram trabalhados os valores de ângulo contacto acima do valor 10,0 mm de profundidade.

Tal opção também se prende pelo facto da superfície tratada do implante ser usada ao nível ósseo ou intraósseo, deste modo só faz sentido trabalhar os dados de ângulo contacto quando o mesmo já se encontra praticamente envolvido no meio aquoso.

A estrutura cónica que alguns implantes apresentam na porção mais apical leva a que o perímetro das amostras seja diferente durante os primeiros milímetros de profundidade o que traduziria em valores de ângulo contacto diferentes na porção apical e do colo.

2. Questões éticas (antes, durante e depois do tratamento de dados)

Todos os implantes que compõem a amostra foram manuseados e usados nos testes, segundo o protocolo estabelecido neste género de estudo, assim como, respeitadas todas as condições de higiene e segurança.

Embora os materiais em estudo pertençam a diferentes fabricantes e tipos, tal matéria não influenciou ou manipulou os resultados, sendo que os mesmos obedeceram às questões éticas rigorosas, tanto laboratoriais como profissionais do investigador.

Neste sentido, importa reforçar que as questões éticas a que o investigador é obrigado e pelas quais orienta o seu trabalho nesta condição foram globalmente cumpridas, tendo sido fonte fundamental no desenvolvimento deste trabalho ao longo de todo o processo, entenda-se em todas as suas fases.

A privacidade do estudo desenvolvido, assim como os resultados obtidos no mesmo, cumpriram um processo de transparência na análise da informação no decurso de todos os procedimentos inerentes ao papel do investigador.

3. Análise Estatística

Todas as análises descritas foram executadas no programa Systat 12.0 (Systat 12.0, SPSS Inc., Chicago). A relação entre as variáveis profundidade de imersão do implante dentário e respetivo ângulo de contacto foi avaliada com a correlação linear de Pearson e regressão linear simples. Para estimar a equação de regressão em cada fabricante ($\hat{\text{Ângulo}} = x * \text{profundidade} + y$) foram agrupados os valores de ângulo de contacto em diferentes profundidades de cada uma das três amostras de implantes para cada fabricante, ou seja, cada equação tem em conta os resultados observados nas medições em cada um dos implantes. Assim sendo, para cada fabricante temos uma equação que explica a relação entre o ângulo de contacto e a profundidade de imersão, que tem em conta a variação entre implantes do mesmo fabricante. Nesta análise, não foram incluídos os valores obtidos durante primeira imersão (Réplica 1) em cada um dos implantes Astra, Colosso, Klockner, Nobel e Roxolid SLA, uma vez ter sido observada uma pequena discrepância entre os valores da primeira imersão e os valores das restantes quatro réplicas. No caso do SLActive, foram utilizados os valores de todas as cinco réplicas pois não se observou diferença entre elas.

Uma possível explicação para esta discrepância é o facto de na primeira imersão o implante ter sido submerso completamente seco, enquanto nas submersões subsequentes o implante estava já molhado das submersões anteriores. No caso dos implantes SLActive, essa discrepância não foi observada, mesmo depois de seco com compressas esterilizadas.

Para determinar a existência de diferença significativa entre os ângulos de contacto máximo entre implantes de diferentes fabricantes primeiro foi estabelecido que o valor de ângulo máximo de cada implante, representa a média dos valores obtidos em cada uma das medições (réplicas de imersão 2 a 5) em cada implante dentário a uma profundidade mínima de 10 milímetros. Assim sendo, para verificar se existe diferença significativa entre marcas foi realizada uma Análise de Variância (ANOVA), seguido de um teste *post-hoc* de Games-Howel ($p < 0,05$), uma vez que como a natureza dos dados não demonstrou homogeneidade de variâncias não foi possível aplicar um teste *post-hoc* de Tukey (Zar, 1999).

V.

RESULTADOS

V. RESULTADOS

A relação de regressão entre a profundidade de imersão do implante e o ângulo de contacto para cada um dos seis implantes (Gráfico 1) foi descrita pelas seguintes equações:

- **Astra:** $\hat{\text{Ângulo}} = 81,09 + \text{Profundidade} * 1,85$ ($r^2 = 0,85$; $F_{1,2447} = 14,305$; $p < 0,001$);
- **Colosso:** $\hat{\text{Ângulo}} = 84,46 + \text{Profundidade} * 0,81$ ($r^2 = 0,84$; $F_{1,2051} = 10,665$; $p < 0,001$);
- **Klockner:** $\hat{\text{Ângulo}} = 84,90 + \text{Profundidade} * 0,62$ ($r^2 = 0,85$; $F_{1,2535} = 14,280$; $p < 0,001$);
- **Nobel:** $\hat{\text{Ângulo}} = 90,62 + \text{Profundidade} * 0,96$ ($r^2 = 0,89$; $F_{1,2418} = 20,244$; $p < 0,001$);
- **SLActive:** $\hat{\text{Ângulo}} = 84,50 + \text{Profundidade} * 0,53$ ($r^2 = 0,94$; $F_{1,3089} = 47,114$; $p < 0,001$);
- **Roxolid SLA:** $\hat{\text{Ângulo}} = 84,09 + \text{Profundidade} * 0,91$ ($r^2 = 0,81$; $F_{1,2481} = 10,882$; $p < 0,001$).

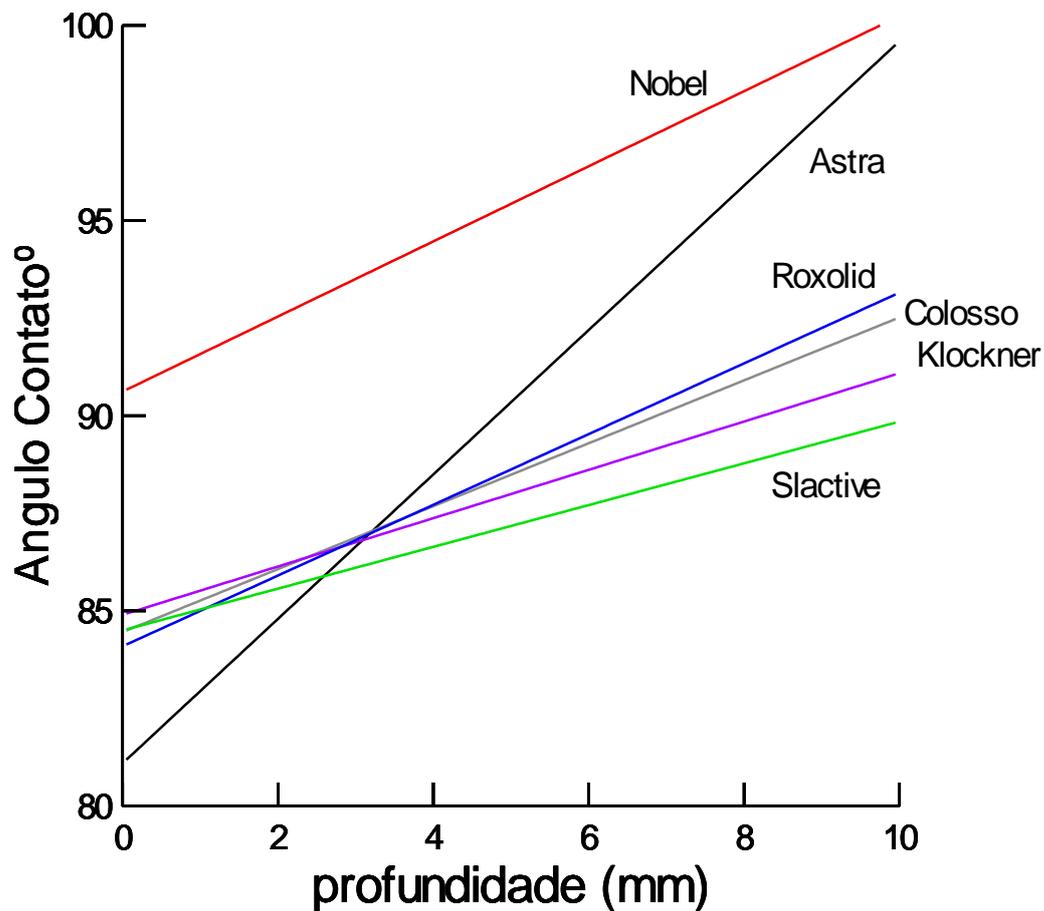


Gráfico 1- Relações de regressão entre a profundidade e o ângulo de contacto em implantes dentários Astra (preto), Colosso (cinza), Klockner (roxo), Nobel (vermelho), Roxolid SLA (azul) e SLActive (verde). Para cada um, a equação de regressão foi estimada com base na relação entre a profundidade e o ângulo de contacto de três implantes dentários.

Os valores de ângulo de contacto máximo variaram entre 101,7 a 104,9 (média = 103,6 ± 1,1) nos implantes do fabricante Astra, entre 95,2 a 97,1 (média = 96,0 ± 0,5) em Colosso, entre 91,7 a 95,0 (média = 93,3 ± 1,1) em Klockner, entre 100,1 a 101,9 (média = 101,2 ± 0,2) em Nobel, entre 96,5 a 97,1 (média = 96,9 ± 0,1) em Roxolid SLA e entre 89,9 a 91,0 (média = 90,4 ± 0,3) em SLActive (Figura 35). A análise da variância demonstrou que os ângulos de contacto máximo diferiram significativamente entre os seis implantes em estudo ($F = 113,1$; $df = 5$; $p < 0,001$). Apenas cinco comparações não demonstraram diferença significativa (Tabela 2) no teste *post-hoc* de Games-Howell: Astra-Nobel; Colosso-Klockner; Colosso-Roxolid SLA; Klockner-Roxolid SLA, Klockner-SLActive.

Tabela 2- Resultados do teste *post-hoc* de Games-Howell ($p < 0,05$), onde estão detalhados os valores de cada comparação individual entre os implantes em estudo. Valores de p-value a negrito representam ausência de diferença significativa entre os ângulos de contacto de diferentes fabricantes.

Comparação		Diferença	p-value	Intervalo de Confiança	
				Inferior	Superior
Astra	Colosso	7,733	0,000	4,696	10,770
Astra	Klockner	10,233	0,004	5,133	15,333
Astra	Nobel	2,367	0,121	-0,351	5,084
Astra	Roxidid	6,667	0,044	0,414	12,919
Astra	Slactive	13,200	0,000	10,163	16,237
Colosso	Klockner	2,500	0,146	-0,579	5,579
Colosso	Nobel	-5,367	0,000	-6,199	-4,534
Colosso	Roxidid	-1,067	0,135	-2,880	0,747
Colosso	Slactive	5,467	0,000	4,001	6,933
Klockner	Nobel	-7,867	0,000	-10,635	-5,098
Klockner	Roxidid	-3,567	0,148	-9,946	2,813
Klockner	Slactive	2,967	0,065	-0,113	6,046
Nobel	Roxidid	4,300	0,003	3,342	5,258
Nobel	Slactive	10,833	0,000	10,001	11,666
Roxidid	Slactive	6,533	0,004	4,720	8,347

VI.

DISCUSSÃO

VI. DISCUSSÃO

Características de superfície dos implantes como a rugosidade, tensão superficial, composição química e molhabilidade são fatores que influenciam a resposta celular proveniente da interação entre implante/osso (Park JH *et al.*, 2012).

A molhabilidade é uma característica importante capaz de melhorar a absorção de proteínas, formação e manutenção do coágulo, adesão/diferenciação celular e deste modo acelerar o processo de cicatrização/osseointegração (Park JH *et al.*, 2012; Gittens *et al.*, 2013).

Diversos estudos comprovam, que a molhabilidade por si só, não é responsável pelo processo de osseointegração mas também as alterações macroscópicas ao nível da microestrutura da superfície dos implantes interferem na resposta celular (Anil S. *et al.*, 2011; Gittens *et al.*, 2013; Schwarz *et al.*, 2009).

Dentro dos resultados obtidos neste estudo *in vitro*, quase todos foram ao encontro dos resultados descritos na literatura, com exceção para o implante SLActive da Straumann como iremos abordar mais a frente.

Os resultados referentes ao implante com superfície anodizada, TiUnite da Nobel mostraram-se como o implante com maiores características hidrofóbicas e deste modo com menor energia de superfície.

Segundo o estudo de Schupbach, *et al.* (2005) a tratamento de superfície por anodização vai proporcionar uma energia de superfície negativa devido a presença de íões fosfato livres responsáveis pela atração e ativação dos trombócitos que irão iniciar o processo de cicatrização/osseointegração.

De acordo com o estudo realizado por Pinto e Elias (2006) em que afirmam que implantes com tratamentos de superfície por oxidação anódica, revelam a presença de íões cálcio, fosfato, titânio e oxigênio na sua superfície. Durante o processo de oxidação vai haver formação de gases H₂ e O₂ que se condensam em microbolhas, e originam poros entre si.

É importante referir que o baixo índice de molhabilidade para este tratamento de superfície não coloca em causa a qualidade de osseointegração como se pode constatar nos estudos de Giavaresi, *et al.* (2003) em que se comparou a qualidade de osseointegração de três tipos de implantes colocados em fêmur de ovelha e de diferentes tratamentos de superfície: superfície tratada com ácido fluorídrico, superfície tratada com *spray* de plasma de hidroxiapatita e tratados por anodização. Após 8 semanas os

implantes com tratamento de superfície anodizada foram os que apresentaram melhores qualidades ósseas, o que traduz numa melhoria do processo de osseointegração. Já às 12 semanas não havia diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Também segundo o estudo de Gottlow J. *et al.* (2012) ao comparar as respostas ao nível do osso, bem como a estabilidade dos implantes (SLActive e TiUnite) ao fim de 10 dias, 3 e 6 semanas de cicatrização revelam que os implantes SLActive apresentam um torque de remoção mais elevado ao fim de 3 semanas e um contacto osso-implante (BIC) mais elevado para implantes SLActive ao fim de 10 dias e significativamente mais elevado para os TiUnite ao fim de 6 semanas.

Em todas as amostras podemos verificar que à medida que a profundidade aumenta o ângulo de contacto também aumenta, sendo que aos 10 milímetros de profundidade todos os implantes apresentam valores de ângulo contacto superiores aos comparados com os do início da sua profundidade.

Segundo K.Liu *et al.* 2013 a molhabilidade surge como uma propriedade física importante que se traduz com a tendência ou não de um líquido se espalhar na superfície onde se encontra.

O titânio por se apresentar como um material altamente reativo, tende em contacto com a atmosfera a absorver contaminantes inorgânicos ou hidrocarbonetos o que leva a uma redução da sua energia superficial e consequentemente da sua molhabilidade. Implantes com tratamentos de superfície que lhe conferem alto grau de hidrofílicidade, p.e. SLActive do fabricante Straumann, tendem a ser confeccionados numa atmosfera protegida do meio exterior e dos seus contaminantes, sob uma irrigação de azoto sendo posteriormente armazenados numa solução isotónica de cloreto de sódio que o protege da atmosfera a quando do procedimento cirúrgico (Wennerberg, *et al.*, 2011)

Pela análise do gráfico podemos verificar que o implante SLActive é que o apresenta menor média de ângulo de contacto, o que apresenta resultados menos díspares de ângulo contacto durante a imersão e o que se apresenta com melhores características hidrofílicas.

Segundo o estudo de Lang NP *et al.* (2011) que avaliou o BIC entre superfícies de implantes SLA e superfícies da implantes SLActive em análises histométricas, concluiu que nos primeiros 7 dias após colocação de implantes não foram observadas diferenças entre as duas superfícies, sendo a % de BIC cerca de 6%. Aos 14 dias a superfície SLActive apresentava valores superiores quando comparados com superfície normal

SLA, 14,5% face a 12,2% e aos 28 dias a superfície SLActive tinha aumentado para 48,3% face aos 32,4% da superfície SLA. Já nos 42 dias, o BIC era igual em ambas as superfícies 62%.

Bornstein MM, *et al.* (2009) avaliou o desempenho clínico e radiográfico, a curto prazo, de implantes SLActive, submetidos em carga ao fim de três semanas e monitorizou-os com recurso ao método de cociente de estabilidade do implante (ISQ). Nesse estudo 56 implantes foram colocados em locais cicatrizados da região posterior da mandíbula sendo colocados em carga oclusal ao final de três semanas. As medições clínicas e radiográficas foram favoráveis em todos os implantes. O ISQ aumentou constantemente de 74,33 na altura de colocação do implante, para 83,32 na semana 26 (cerca de 6 meses). Deste estudo pôde-se concluir que a aplicação de carga precoce em implantes SLActive colocados na região posterior da mandíbula apresenta baixo risco de insucesso. A reabilitação definitiva ao final de três semanas pode ser realizado pelo que o tecido molde já se encontra estável.

O estudo prospetivo de Morton, *et al.* (2010) avaliaram 89 implantes SLActive colocados na região posterior da mandíbula e submetidos a carga com oclusão total ao fim de 21 dias. Desses 89 implantes, dois foram perdidos por ausência de integração, dois exigiram um maior tempo de cicatrização e os restantes 85 colocados em carga. Apenas um implante foi perdido tendo os restantes 84 evidenciado bons resultados clínicos e radiográficos. Com base em critérios estritos de determinação do sucesso, os implantes foram considerados como integrados com êxito 2 anos após a inserção, resultando numa taxa de êxito de 97,7 % ao fim de 2 anos. Os implantes SLActive ao fim de 21 dias apresentam uma integração dos tecidos moldes bem sucedida permitindo o restauro definitivo após esse período de tempo.

De acordo com a literatura atual, as superfícies hidrofílicas promovem uma produção óssea significativamente maior e de osso mais maduro quando comparado com superfícies SLA. Schwarz M. *et al.* (2007) e (2008) compararam a regeneração óssea em defeitos ósseos do tipo deiscência em implantes com superfície SLA e SLActive. Embora as técnicas de regeneração óssea guiada possam ser bem sucedidas, a sobrevivência do implante tende a diminuir, o que sugere que o osso que se desenvolve nos pontos onde existem roscas do implante expostas origina fatores de risco adicionais. Em estudos realizados em cães verificou-se, que ao fim de 12 semanas, os defeitos em torno dos implantes SLActive estavam completamente preenchidos por osso maduro,

reticular e com fibras paralelas. Por outro lado nos implantes de superfície SLA a cicatrização apresentava-se com tecido conjuntivo mal vascularizado e denso quer ao fim de duas semanas como ao fim de 12 semanas, apresentando apenas uma pequena quantidade de formação óssea na parte apical ao defeito.

Segundo os autores Rupp F *et al.* (2011) diferentes tipos de implantes foram comparados com o seu grau de molhabilidade. O implante SLActive apresentou-se como o que apresenta melhores características hidrofílicas, com resultados de ângulo contacto próximos de 0 graus. Tal não se verificou nos resultados *in vitro* deste trabalho talvez pelo facto do implante em teste ter sido previamente seco antes das medições. Tal decisão prende-se pelo facto de se evitar a contaminação da solução aquosa onde ia ser mergulhado (água ultrapura) e para servir como critério de igualdade para as restantes amostras que se encontravam secas durante o procedimento.

Já o implante Astra apresenta a maior discrepância de ângulo de contacto começando com o ângulo contacto mais baixo da amostra no início da profundidade, cerca de 81,09 e termina com um ângulo contacto de 99,59 a dez milímetros de profundidade. O tratamento de superfície OsseoSpeed engloba um jateamento com partículas TiO₂ seguido de uma tratamento com ácido fluorídrico e fluoretação com iões de flúor.

Os altos valores de ângulo contacto podem ser explicados pelo seu tratamento de superfície com flúor. Segundo o autor Kang BS *et al.* 2009 através da utilização de espectroscopia foto electrónica de raio-x, constatou que a superfície OsseSpeed da Astra Tech apresentava 0,3% de iões flúor e cerca de 53,2% de carbonetos face aos 35,1% para a superfície TiUnite da Nobel Biocare. Os iões de flúor e os carbonetos contribuem para uma menor energia de superfície e conseqüentemente menor índice de molhabilidade.

De acordo com Choi, *et al.* 2012, não existem diferenças significativas para a avaliação da área óssea e o contacto osso-implante (BIC) entre implantes com tratamento de superfície por anodização (TiUnite, Nobel Biocare) e tratamentos de superfície bioactiva modificada com iões de flúor (Astra Tech, OsseoSpeed).

Segundo os autores Rupp F, *et al.* (2011) diferentes tipos de implantes foram comparados com o seu grau de molhabilidade. Também o implante Astra Tech com a superfície OsseoSpeed obteve os resultados mais altos para o ângulo de contacto, sendo de todos o que apresenta características hidrofóbicas maiores.

Digidi *et al.* 2009 realizou um estudo *in vivo* onde comparou o contacto osso/implante (BIC), ao fim de 4 semanas em implantes de características hidrofílicas e implantes com tratamento superfície convencionais, jateamento mais ataque ácido. Nesses resultados pode constatar que para os implantes hidrofílicas a % de contacto osso/implante (BIC) era superior ao fim de 4 semanas o que indica que o período necessário para que ocorra a osseointegração é menor e a indução da resposta celular é superior. Depois de ocorrida a osseointegração não havia diferenças estatísticas entre as duas amostras estudadas.

A reabilitação oral implanto-suportada assume-se como uma área da medicina dentária em contínuo crescimento e desenvolvimento no sentido de permitir uma qualidade de tratamento cada vez mais fiável e duradoura.

Deste modo, este trabalho assume-se de grande importância uma vez que diversos estudos e evoluções ao nível dos tratamentos de superfície dos implantes tem-se demonstrado imprescindíveis para assegurar uma rápida osseointegração e reabilitação do paciente. A molhabilidade avaliada no presente estudo *in vitro* caracteriza-se como uma propriedade importante uma vez que o alto grau de hidrofiliabilidade estimula a quimiotaxia celular com todas as vantagens a ela associadas.

Contudo há que referir algumas limitações ao presente estudo: o facto de englobar uma amostra pequena de seis tipos de implantes quando na realidade existe um leque variado de sistemas de implantes não permitindo deste modo uma padronização dos resultados. Além disso alterações na topografia da superfície dos implantes pode enviesar os resultados obtidos. Já nas medições com o implante SLActive da Straumann o facto deste ser armazenado em solução isotónica de cloreto de sódio, pode influenciar as medições uma vez que mesmo depois de seco, recorrendo a compressas esterilizadas a humidade de superfície pode enviesar os resultados.

A água ultrapura utilizada neste estudo como meio líquido permite quantificar de que modo os diferentes tratamentos de superfície influenciam a sua molhabilidade. Porém no organismo o meio sanguíneo apresenta-se com características e comportamentos diferentes da água ultrapura. Pelo que se revela importante dar continuidade ao presente estudo recorrendo a amostras de maior tamanho, e usando o sangue como meio líquido. É ainda incerto avaliar de que modo cada característica influencia no processo de osseointegração uma vez que todas as propriedades estão co-relacionadas entre si, quer diretamente, quer indiretamente.

Neste sentido o contínuo desenvolvimento e investimento deve ser tido em consideração de modo a obtermos materiais com melhor índice de biocompatibilidade e minimizando o impacto dos efeitos e riscos inerentes ao processo de osseointegração.

VII.

CONCLUSÃO

VII. CONCLUSÃO

1. As características de superfície dos implantes dentários, como a rugosidade, energia de superfície e composição química, influenciam no comportamento celular e conseqüentemente no tempo de osseointegração.
2. É ainda incerto definir de que modo cada característica interfere no processo cicatrização uma vez que todas as propriedades estão relacionadas entre si, quer diretamente, quer indiretamente.
3. O nível de qualidade da interface osso-implante depois de ocorrida a osseointegração não é diferente entre superfícies de implantes hidrofóbicos ou superfícies de implantes hidrofílicas, o que leva a crer que superfícies mais hidrofílicas tem uma resposta celular mais rápida com todas as vantagens já descritas nos primeiros tempos de cicatrização.
4. Neste estudo *in vitro* em que se comparou a hidrofilicidade de seis tipos de implantes, o implante SLActive da Straumann foi o implante com menor valor de ângulo contacto e portanto com características mais hidrofílicas. Já o implante TiUnite da Nobel foi o implante com maior valor de ângulo de contacto e portanto com características mais hidrofóbicas.
5. A evolução na área da Implantologia têm vindo a assumir-se bastante promissor, sendo o principal objetivo tender à minimização do tempo implicado no processo de osseointegração, bem como, no crescimento da taxa de casos de sucesso no âmbito da reabilitação oral.

VIII.

BIBLIOGRAFIA

VIII. BIBLIOGRAFIA

- Adell, R; Lekholm, U; Rockler, B; 1981. A 15-years study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. oral Surg* 1981, Copenhagen, v.10, n. 6, p. 387-416, dec.
- Alfarsi M.A; Hamlet S.M; Ivanovski S. Titanium surface hydrophilicity modulates the human macrophage inflammatory cytokine response. *J Biomed Mater Res A*. Jan;102(1):60-7 2013.
- Albrektsson, T.; Bränemark, P. I.; Hansson, H. A. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Odontol. Scand.* 1981, Stockholm, v. 52, n. 2, p.155-70.
- Albrektsson, T.; Bränemark, P. I.; Hansson, H. A.; The interface zone of inorganic implants in vivo: Titanium implants in bone. *Ann. Biomed. Eng*, New York, 1983 v.11, p. 1-27.
- Anil S; P.S.A., H..Alghamdi and J.A. Jansen, Dental Implant Surface Enhancement and Osseointegration. *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*. 2011 4: p. 83-108.
- Bornstein M.M, Hart CN, Halbritter SA, Morton D, Buser D. Early loading of nonsubmerged titanium implants with a chemically modified sand-blasted and acid-etched surface: 6-month results of a prospective case series study in the posterior mandible focusing on peri-implant crestal bone changes and implant stability quotient (ISQ) values. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11(4):338-347.
- Boyan BD, Schwartz Z, Lohmann CH, Sylvia VL, Cochran DL, Dean DD, Puzas JE. Pretreatment of bone with osteoclasts affects phenotypic expression of osteoblast-like cells. *J.Orthop Res*. 2003; 21:638-647.

- Brånemark, P. I.; Adell, R.; Albrektsson, T; Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulous ness. *Biomaterials*, 1983 [s. i], v. 4, n. 1, p. 25-8, jan.
- Brånemark, P. I.. Osseointegration and its experimental background. *J. Prost. Dent.* 1983 [s. i] v. 50, n. 3, p. 399-409, sep.
- Brånemark, P. I.; Adell, R.; Breine, J; Intraosseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies. *Scand. J. Plast. Reconstr.Surg.*, Stockholm, v. 3, n. 2, p.81-100, 1969.
- Brånemark, P. I.; Hanssin, B. O.; Adell. R;. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, 1977; Stockholm, v. 16, n. 1, p. 132.
- Brånemark, P.; Zarb, G. A.; Albrektsson, T.. *Protesis tejido-integradas: la oseointegracion en la odontologia clinica.* Quintesseng Verlags-Gmbh, Berlin 1987, p. 350, Dec.
- Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Ohman S. Osseointegrated Fixtures in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*: 11 (suppl 16): 1-132, 1977.
- Casati M.; Nociti F., gurgel B., Neto J., “Tipos de superficies dos implantes: quais são as principais características e indicações?” In *Periodontia e Implantologia: Dismistificando a ciência*, eds. Lotuffo R., Lascada N. São Paulo, Artes Médicas, 2003; 445-52.
- Carvalho, B.M. Moraes S.L.D, Pellizer E.P, Verri F.R, Santiago J.F. Tratamentos de superfície nos implantes dentários. *Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial*, 2009, v.9, n.1, p.1004-1008.

- Cochran D. L., Simpson J., Weber H.P., Buser D., “Attachment and Growth of periodontal cells on smooth and rough titanium”. *Int J Oral Maxillofacial implants*, 1994; 9: 289-97.
- Davies J.E, “Mechanism os endosseous integration”. *Int J Prosthodont*, 1998; 11(5): 668-74.
- DeLuca S, Habsha E, Zarb GA. The effect of smoking on osseointegrated dental implants. Part I: implant survival. *Int J Prosthodont*. 2006 Sep-Oct;19(5):491-8.
- De Groot K, Geesink R, Klein CP, Serekian P. Plasma sprayed coatings of hydroxylapatite. *J Biomed Mater Res*. 1987 Dec;21(12):1375-81.
- Digidi M; Piattelli A; Shibli Ja; Perrotti V; Lezzi G. Bone formation around one stage implants with a modified sandblasted and acid-etched surface. Human histologic results at 4 weeks. *Int. J. Periodontics Restorative Dent* v.29, n.6, p607-613, 2009.
- Ellingsen J.E., “Surface configurations of dental Implants”, *Periodontology* 2000, 1998; 17:36-46.
- Elias, C.N, Pinto L.E.SC. Diferentes superficies dos implantes dentários. In:III congress latino Americano de órgãos artificiais e biomateriais, 2004, Campinas.
- Elias, C.N. & Meirelles, L. (2010) Improving osseointegration of dental implants. *Expert review of medical devices*, 7, 241-256.
- Feng L; S. Li, Y. Li, H. Li, L. Zhang, J. Zhai, Y. Song, B. Liu, L. Jiang, and D. Zhu, “Super-Hydrophobic Surfaces: From Natural to Artificial,” *Advanced Materials*, vol. 14, no. 24, pp. 1857–1860, Dec. 2002.
- Ferencyk M, Rovensky J, Mat’ha V, Herold M. *Kompendium der Immunologie*. 2006.

- Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W, Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Oct;18(5):662-8. Epub 2007 Jun 30.
- Giavaresi G, Fini M, Cigada A, Chiesa R, Rondelli G, Rimondini L, Torricelli P, Aldini NN, Giardino R. Mechanical and histomorphometric values of titanium implants with different surface treatments inserted in sheep cortical bone. *Biomaterials.* 2003 Apr;24(9):1583-94.
- Gottlow J., Barkarmo S., Sennerby L. An experimental comparison of two different clinically used implant designs and surfaces, *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012, May; 14 Suppl 1:e204-212.
- Gittens RA, Scheideler L, Rupp F, Hyzy SL, Geis-Gerstorfer J, Schwartz Z, et al. A review on the wettability of dental implant surfaces II: Biological and clinical aspects. *Acta Biomater* 2014; 10 (7):2907-2918.
- Gittens RA, Olivares-Navarrete R, Cheng A, Anderson DM, McLachlan T, Stephan I, Geis-Gerstorfer J, Sandhage KH, Fedorov AG, Rupp F, Boyan BD, Tannenbaum R, Schwartz Z. The roles of titanium surface micro/nanotopography and wettability on the differential response of human osteoblast lineage cells. *Acta Biomater.* 2013 Apr;9(4):6268-77.
- Gottlander M, Albrektsson T, Carlsson LV. A histomorphometric study of unthreaded hydroxyapatite-coated and titanium-coated implants in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(4):485-90.
- Gupta, A.; Dhanraj, M. & Sivagami, G. Status of surface treatment in endosseous implant: a literary overview. *Indian J Dent Res.* 2010 Jul-Sep;21(3):433-8.

- Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci.* 2013 Dec;5(4):162-7.
- Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Bosshardt DD. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin. Oral Implants Res.* 2011;22:349-356.
- Lim, Y.J. and Y. Oshida.. Initial contact angle measurements on variously treated dental/medical titanium materials. *Biomed Mater Eng*, 2001. 11(4): p. 325-41.
- Lee YJ, Cui DZ, Jeon HR, Chung HJ, Park YJ, Kim OS, Kim YJ. Surface characteristics of thermally treated titanium surfaces. *J Periodontal Implant Sci.* 2012 Jun;42(3):81-7.
- Liu K.; Tian Y., and L. Jiang, “Bio-inspired superoleophobic and smart materials: Design, fabrication, and application,” *Progress in Materials Science*, vol. 58, no. 4, pp. 503-564, May 2013.
- Malik MA, Puleo DA, Bizios R, Doremus RH. 1992. Osteoblasts on hydroxyapatite, alumina and bone surfaces in vitro: Morphology during the first 2h of attachment. *Biomaterials* p. 13: 123-128.
- Marchon, A.J; Accioly, B.H; Rangel, A.P. *Implantologia endo-óssea agulheada.* Rio de Janeiro, 1970.
- Mendonça, G, Mendonça D.B.S, Araújo M.A.R, Duarte W.R, Cooper L.F, Aragão F.J.L. Avaliação do comportamento de células mesenquimais humanas sobre superfícies de implantes dentários. *Revista Implant News*, 2009, v.2, n.6, p137-141.

- McGivney, G.P.; Carr, A. B. McCracken's. 2000. Removable partial prosthodontics. 10^a edição. St. Louis: mosby.
- Muster D. 1993. Biomateriaux et biomateriels en chirurgie osseuse et dentaire (1^a partie). Encyclopédie Médico-Chirurgicale - Stomatologie, vol 22-014-F-10. Paris: Editions Techniques, p. 2-26.
- Morton D., Bornstein M.M., Wittneben J.G., Martin W.C., Ruskin J.D., Hart C.N., Buser D. Early loading after 21 days of healing of nonsubmerged titanium implants with a chemically modified sandblasted and acid-etched surface: 2-year results of a prospective two-center study. Clin. Implant Dent. Relat. Res. 2010, 12(1), 9-17.
- Nakajima A.; "Design of hydrophobic surfaces for liquid droplet control," NPG Asia Materials, vol. 3, no. 5, pp. 49-56, May 2011.
- Nishimura, I., Genetic networks in osseointegration. J Dent Res, 2013. 92(12 Suppl): p. 109S-18S.
- Nunes B.; "Funcionalização de superfícies de silício por radiação laser e implantação iônica: Estudo da molhabilidade," Instituto Superior Técnico, 2008.
- Oates TW, Valderrama P, Bischof M, Nedir R, Jones A, Simpson J, Toutenburg H, Cochran DL. 2007. Enhanced implant stability with a chemically modified SLA® surface: a randomized pilot study. Int. J. Oral Maxillofac. Implants.;22(5):755-760.
- Paixão AH, Rocha JRM, Botto B, Miranda DAO, Sardinha SCS. Topographic analysis of the surface of commercially pure titanium implants. Study using scanning electron microscopy. Dental Press Implantol. 2013 Apr-June;7(2):49-58.

- Pinto LESC, Elias CN. Análise química e topográfica de implantes de titânio após tratamentos químicos de superfície. IV Congresso Latino Americano de Órgãos artificiais e Biomateriais; 2006; Caxambu. MG.
- Karmanov, I., Wetting or non-wetting liquid?, Phys. Edu., 2000, 77, 58.
- Kilpadi, D.V. and J.E. Lemons.. Surface energy characterization of unalloyed titanium implants. J Biomed Mater Res, 1994 Dec 28(12): p. 1419-25.
- Kola MZ, Shah AH, Khalil HS, Rabah AM, Harby NM, Sabra SA, Raghav D. Surgical templates for dental implant positioning; current knowledge and clinical perspectives. J Biomed Mater Res A. 2014 Jan;102(1):60-7.
- Kumar A, Jaffin RA, Berman C. The effect of smoking on achieving osseointegration of surface-modified implants: a clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002 Nov-Dec;17(6):816-9.
- Renouard F., Rangert B., Factores de riesgo en Implantologia oral. Analisis clinico simplificado para un tratamiento predicable, Barcelona, Editorial Quintessence, 2000; 13-27.
- Rupp F, Scheideler L, Rehbein D, Axmann D, Geis-Gerstorfer J. Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications. Biomaterials. 2004 Mar-Apr;25(7-8):1429-38.
- Rupp F, Scheideler L, Eichler M, Geis-Gerstorfer J. Wetting Behavior of Dental Implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011 Nov-Dec;26(6):1256-66.
- Rupp F, Scheideler L, Olshanska N, de Wild M, Wieland M, Geis-Gerstorfer J. Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces. J Biomed Mater Res A. 2006 Feb;76(2):323-34.

- Schwarz F, Wieland M, Schwartz Z, Zhao G, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Schedle A, Broggini N, Bornstein MM, Buser D, Ferguson SJ, Becker J, Boyan BD, Cochran DL. Potential of chemically modified hydrophilic surface characteristics to support tissue integration of titanium dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009 Feb;88(2):544-57.
- Schüpbach P, Glauser R, Rocci A, Martignoni M, Sennerby L, Lundgren A, Gottlow J; The human bone-oxidized titanium implant interface: A light microscopic, scanning electron microscopic, back-scatter scanning electron microscopic, and energy-dispersive x-ray study of clinically retrieved dental implants; *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7 Suppl 1:S36-43.
- Serson D, “Implantes Orales Teoria e Prática”; Artes Medicas, 1985.
- Shibli JA, Grassi S, de Figueiredo LC, Feres M, Marcantonio E Jr, Iezzi G, Piattelli A. Influence of implant surface topography on early osseointegration: a histological study in human jaws. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007 Feb;80(2):377-85.
- Stanford, C.M. & Schneider, G.B. (2004) Functional behaviour of bone around dental implants*. *Gerodontology*, 21, 71-77.
- Simpson J, Snétivy D. La superficie SLA de ITI® Straumann. Waldenburg, Switzerland: Institut Straumann AG; 1998.
- Snoeijer J. H. and B. Andreotti, “A microscopic view on contact angle selection,” *Physics of Fluids*, vol. 20, no. 5, p. 057101, 2008
- Tsolaki IN, Madianos PN, Vrotsos JA; Outcomes of dental implants in osteoporotic patients. A literature review; *J Prosthodont*. 2009 Jun;18 (4):309-23.

- Terheyden H, Lang NP, Bierbaum S, Stadlinger B. Osseointegration - communication of cells. *Clin Oral Implants Res*. 2011.
- Vidigal-Jr, GM, Groisman M, Aragonés LCA, Campos Junior A. Histomorphometric analyses of hydroxyapatite-coated and uncoated titanium dental implants in rabbit cortical bone. *Implant Dent* 1999;8(3):295-302.
- Wall I, Donos N, Carlqvist K, Jones F, Brett P., Modified titanium surfaces promote accelerated osteogenic differentiation of mesenchymal stromal cells in vitro. *Bone*, 2009. 45(1): p. 17-26.
- Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: A systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(suppl): 172–184.
- Williams DF. Consensus and definitions in biomaterials. In: Putter C, DeLange GL, Groot K. eds. *Advances in Biomaterials - Implant Materials in Biofunction*, 1988, vol 8. Amsterdam: Elsevier Science Publishers, 11-16.
- Yuehua Yuan and T. Randall Lee, “Contact Angle and Wetting Properties”, chapter 1, 2013.
- Y. Yuan and T. R. Lee, *Contact Angle and Wetting Properties*, vol. 51. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2013.
- Zar, J. H. (1999). *Biostatistical Analysis*. Fourth Edition. New Jersey: Prentice-Hall.
- Zhao G, Raines AL, Wieland M, Schwartz Z, Boyan BD. Requirement for both micron- and submicron scale structure for synergistic responses of osteoblasts to substrate surface energy and topography. *Biomaterials*. 2007 Jun;28(18):2821-9.

- Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran DL, Boyan BD. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res A*. 2005 Jul 1;74(1):49-58.