

DO NUMERO, TAMANHO E COMPOSICAO DAS  
S DE CONTAMINACAO DE OITO MARCAS  
AIS DE IMPLANTES OSSEointegráveis



B0122372

U617.69 M415a 2004 ex.1

# CONSULTA

UNIVERSIDADE DO SAO PAULO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

VICENTE MAURO FELTO

ANEXO A RESOLUCAO TAMANHO E COMPOSICAO DAS MANCHAS DE  
CONTAMINACAO DE OITO MARCAS COMERCIAIS DE IMPLANTES  
OSSEointegráveis

São Paulo  
2004

**UNISA – UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

**VICENTE MAURO NETO**

**ANÁLISE DO NÚMERO, TAMANHO E COMPOSIÇÃO DAS MANCHAS DE  
CONTAMINAÇÃO DE OITO MARCAS COMERCIAIS DE IMPLANTES  
OSSEOINTEGRÁVEIS**

São Paulo

2004

**VICENTE MAURO NETO**

**ANÁLISE DO NÚMERO, TAMANHO E COMPOSIÇÃO DAS MANCHAS DE  
CONTAMINAÇÃO DE OITO MARCAS COMERCIAIS DE IMPLANTES  
OSSEOINTEGRÁVEIS**

Dissertação apresentada à Universidade de Santo Amaro para obtenção do título de mestre, pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração: Implantodontia, sob a orientação do Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar.

São Paulo

2004

B. B0122370  
Class. U617.64  
Cutter m415a  
Patri nº 3826  
Tipo entrada 301017  
Nota Fiscal  
Data rec. 22.1.10.08  
Preço  
Origem Implantes

Ficha Catalográfica elaborada pela  
Biblioteca Dr. Milton Soldani Afonso – Campus I

Mauro Neto, Vicente  
M415a Análise do número, tamanho e composição das  
manchas de contaminação de oito marcas comerciais de  
implantes osseointegráveis.  
Orientação do Prof. Dr. Paulo Francisco César  
São Paulo: 2004. 107 p.

Dissertação (Mestrado). Área de Concentração em  
Implantodontia. Universidade de Santo Amaro.

1. Titânio 2. Contaminação Química 3. Implantes  
Dentários 4. Espectrometria por raio X I. Título

**ANÁLISE DO NÚMERO, TAMANHO E COMPOSIÇÃO DAS MANCHAS DE  
CONTAMINAÇÃO DE OITO MARCAS COMERCIAIS DE IMPLANTES  
OSSEOINTEGRÁVEIS**

**VICENTE MAURO NETO**

Dissertação apresentada à Universidade de  
Santo Amaro para obtenção do título de  
mestre, pelo programa de Pós-Graduação  
em Odontologia. Área de concentração:  
Implantodontia  
Orientador: Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar.

Aprovada em \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

**Banca Examinadora**

---

**Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar**

Doutor em Materiais Dentários pela Faculdade de Odontologia da Universidade de  
São Paulo

---

**Profa. Dra. Josete Meira**

Doutora em Materiais Dentários pela Faculdade de Odontologia da Universidade de  
São Paulo

---

**Prof. Dr. Alberto Sansivieiro**

Doutor em Dentística pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Nota: \_\_\_\_\_ Observação: \_\_\_\_\_

## DEDICATÓRIA

*Á Minha mulher Fernanda,  
esposa, mãe e profissional dedicada que  
com amor e compreensão  
me ajudou a cumprir mais essa etapa.*

*Aos meus queridos filhos André, Thalita  
E de forma especial a você Thiago.*

*Aos meus amados pais Mário e Vilma*

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk um agradecimento especial por me proporcionar uma nova visão da odontologia.

Ao Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar que pacientemente dividiu comigo seu profundo conhecimento durante a orientação desta dissertação.

Ao Prof. Dr. Nelson Vila pelo exemplo de capacidade e competência.

Ao Prof. Dr. Alfredo Gromatzky pelo exemplo de dedicação a profissão.

Ao Prof. Dr. Cláudio L. Sendyk pelo incentivo e amizade.

Ao Prof. Artur Braga Pfeifer pelo apoio e colaboração na realização deste trabalho.

A Profa. Regina Gerace Dottori grande amiga e incentivadora.

Ao Técnico de Microscopia Antonio Carlos Joaquim pela colaboração durante a pesquisa e por nos proporcionar conhecimentos importantes na área de metalurgia.

Aos companheiros do curso de Mestrado pelos momentos agradáveis e pela cumplicidade construtiva em busca de uma odontologia melhor.

As amigas Sabrina e Juliana pela dedicação e auxílio durante a execução desse estudo.

*Feliz aquele que transfere o que sabe  
e aprende o que ensina.*

*(Cora Coralina)*

## RESUMO

O objetivo do presente estudo foi analisar o número (por  $\text{mm}^2$ ), tamanho e composição das manchas de contaminação de oito marcas comerciais de implantes osseointegrados de superfície rugosa por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia por dispersão de energia (EDS). As marcas estudadas foram: Nobel Biocare, Lifecore, 3i, Globtek, Conexão, Implamed, Neodent e SIN. As áreas analisadas das superfícies dos implantes foram escolhidas ao acaso dependendo da face que ficou exposta ao feixe de elétrons. Primeiramente, na imagem observada no MEV, realizou-se uma contagem do número de manchas de contaminação total de cada implante. Após a contagem, escolhia-se a maior mancha de contaminação de todo o implante para fazer as seguintes medidas (com aumentos de 100, 500 ou 1000 vezes, dependendo do tamanho da mancha): a) tamanho da mancha (medindo-se o seu maior comprimento); b) composição química (por meio da análise de EDS). Os dados de número e tamanho das manchas de contaminação foram analisados por meio de análise de variância de fator único e teste de Tukey para contraste de médias (nível global significância de 5%). Com base nos resultados do presente estudo, foi possível concluir que: a) todos os implantes apresentaram manchas de contaminação; b) houve diferenças entre o número de manchas de contaminação das diferentes marcas comerciais de implantes estudadas, sendo que a marca Globtek apresentou maior número; c) O tamanho das manchas encontradas variou de 34 a 522  $\mu\text{m}$ , sendo que as maiores manchas foram apresentadas pelo implante da marca Neodent; d) as análises por EDS das manchas mostraram que todas elas são compostas em sua maior parte por

Carbono e Oxigênio; e e) houve diferenças entre as composições das manchas de contaminação encontradas nas diferentes marcas comerciais.

**Palavras chave:** Titânio, contaminação química, implantes dentários, espectrometria por raio X .

## ABSTRACT

The objective of the present study was to analyze the number (per mm<sup>2</sup>), size, and composition of contamination stains of eight brands of dental implants with rough surface by means of scanning electron microscopy (SEM) and spectroscopy energy dispersion (EDS). The implants used were: Nobel Biocare, Lifecore, 3i, Globtek, Conexão, Implamed, Neodent and SIN. At first, the number of contaminations was determined for each implant. After that, the size largest stain of each implant was measured, and its chemical composition was determined by the EDS. Data regarding number and size of the stains were analyzed by means of one-way ANOVA, and Tukey's test for multiple comparisons (global significance level of 5%). Based on the results it was possible to conclude that: a) all implants presented contamination stains; b) there were differences among the number of stains of the varied brands studied (the brand Globtek presented the highest numbers; c) the size of the stains varied from 34 to 522  $\mu\text{m}$ ; and the largest stains were found in the brand Neodent; d) the EDS analysis showed that all stains are composed mostly of Carbon and Oxygen; and e) there were differences among the chemical composition of the contamination stains found in the different commercial brands

**Key word:** Titanium, chemical contamination, dental implants, spectrometry X-Ray emission

## LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 – Microscópio Eletrônico de Varredura.....	53
Figura 4.2 – Microsonda EDS.....	53
Figura 4.3 – Detalhe da Microsonda EDS .....	54
Figura 4.4 – Base de cilindros de Titânio.....	55
Figura 4.5 – Plataforma para inclusão na câmara de vácuo .....	55
Figura 5.1 – Amostra 646172 (Nobel) metade coronal.....	58
Figura 5.2 – Amostra 646172 (Nobel) metade apical .....	58
Figura 5.3 – Amostra 646172 (Nobel) maior mancha .....	59
Figura 5.4 – Amostra 002281 (Lifecore) metade coronal .....	60
Figura 5.5 – Amostra 002281 (Lifecore) metade apical .....	60
Figura 5.6 – Amostra 002281 (Lifecore) maior mancha .....	61
Figura 5.7 – Amostra 238804 (3i) metade coronal .....	62
Figura 5.8 – Amostra 238804 (3i) metade apical .....	62
Figura 5.9 – Amostra 238804 (3i) maior mancha .....	63
Figura 5.10 – Amostra TPS – W7018 (Implamed) metade coronal .....	64
Figura 5.11 – Amostra TPS – W7018 (Implamed) metade apical.....	64
Figura 5.12 – Amostra TPS – W7018 (Implamed) maior mancha .....	65
Figura 5.13 – Amostra 2002561 (Implamed) metade coronal.....	66
Figura 5.14 – Amostra 2002561 (Implamed) metade apical.....	66
Figura 5.15 – Amostra 2002561 (Implamed) maior mancha.....	67
Figura 5.16 – Amostra 3DF005 (Globtek) metade coronal .....	68
Figura 5.17 – Amostra 3DF005 (Globtek) metade apical.....	68

Figura 5.18 – Amostra 3DF005 (Globtek) maior mancha .....	69
Figura 5.19 – Amostra 4040214155 (Conexão) metade coronal .....	70
Figura 5.20 – Amostra 4040214155 (Conexão) metade apical .....	70
Figura 5.21 – Amostra 4040214155 (Conexão) maior mancha .....	71
Figura 5.22 – Amostra 11783-100304 (Neodent) metade coronal.....	72
Figura 5.23 – Amostra 11783-100304 (Neodent) metade apical .....	72
Figura 5.24 – Amostra 11783-100304 (Neodent) maior mancha.....	73
Figura 5.25 – Amostra Bo154 (SIN) metade coronal.....	74
Figura 5.26 – Amostra Bo154 (SIN) metade apical .....	74
Figura 5.27 – Amostra Bo154 (SIN) maior mancha .....	75
Figura 5.28 – Amostra BD024 (SIN) maior mancha .....	76

## LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 – Valores individuais e médias do número de manchas (por mm <sup>2</sup> ) por marca comercial.....	78
Tabela 5.2 – Valores individuais e médias de tamanho de manchas por marca comercial .....	79

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 5.1 – Amostra Nobel biocare 646172 composição da maior mancha	59
Gráfico 5.2 – Amostra Lifecore 002281 composição da maior mancha	61
Gráfico 5.3 – Amostra 3I 238804 composição da maior mancha	63
Gráfico 5.4– Amostra Implamed TPS- W7018 composição da maior mancha	65
Gráfico 5.5 – Amostra Implamed 2002561 composição da maior mancha	67
Gráfico 5.6 – Amostra Globtek 3DF005 composição da maior mancha	69
Gráfico 5.7– Amostra Conexão 4040214155 composição da maior mancha	71
Gráfico 5.8– Amostra Neodent 11783 composição da maior mancha	73
Gráfico 5.9– Amostra SIN Bo154 composição da maior mancha	75
Gráfico 5.10– Amostra SIN BD024 composição da maior mancha	76
Gráfico 5.11– Médias de números de manchas ( $p/ mm^2$ ) por marca comercial	78
Gráfico 5.12– Tamanho médio da mancha por marca comercial	79
Gráfico 5.13 – Concentração média de Carbono em manchas e contaminações por marca comercial	80
Gráfico 5.14 – Concentração média de Oxigênio em manchas e contaminações por marca comercial	80
Gráfico 5.15 – Concentração média de Silício em manchas e contaminações por marca comercial	81
Gráfico 5.16 – Concentração média de Alumínio em manchas e contaminações por marca comercial	81
Gráfico 5.17 – Concentração média de Zinco em manchas e contaminações por marca comercial	82
Gráfico 5.18 – Concentração média de Cálcio em manchas e contaminações por marca comercial	82

Gráfico 5.19 – Concentração média de Cloro em manchas e contaminações por marca comercial	83
Gráfico 5.20 – Concentração média de Enxofre em manchas e contaminações por marca comercial	83
Gráfico 5.21 – Concentração média de Ferro em manchas e contaminações por marca comercial	84
Gráfico 5.22 – Concentração média de Potássio em manchas e contaminações por marca comercial	84
Gráfico 5.23 – Concentração média de Flúor em manchas e contaminações por marca comercial	85
Gráfico 5.24 – Concentração média de Sódio em manchas e contaminações por marca comercial	85
Gráfico 5.25 – Concentração média de Magnésio em manchas e contaminações por marca comercial	86
Gráfico 5.26 – Concentração média de Fósforo em manchas e contaminações por marca comercial	86

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ABNT .....	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AES .....	Espectroscopia Eletrônica por Raios Auger
AFM .....	Microscopia de Força Atômica
ASTM .....	Associação Americana de Testes e Materiais
CB .....	Comitê Brasileiro
CPTi1.....	Titânio Comercialmente Puro Grau 1
EDS .....	Espectroscopia por Energia Despersiva
EIS .....	Espectroscopia de Impedância eletro-química
ESCA .....	Espectroscopia Eletrônica para Análise Química
ISSO .....	Organização Internacional de Padrões
MEV .....	Microscopia Eletrônica de Varredura
mm <sup>2</sup> .....	Milímetros quadrados
Ppm .....	parte por milhão
SEM	Espectroscopia por Microscopia Eletrônica
SIMS .....	Espectroscopia de Massa Iônica Secundária
TEM .....	Microscopia Eletrônica de Transmissão
Titânio c.p. ....	Titânio comercialmente puro
XPS .....	Espectroscopia foto-eletrônica
µm .....	Micrômetro

## LISTA DE SÍMBOLOS

Å .....	Angstrons
Al .....	Alumínio
Br .....	Bromo
C .....	Carbono
Ca .....	Cálcio
Cl .....	Cloro
Cr .....	Cromo
F .....	Flúor
Fe .....	Ferro
K .....	Potássio
Mg .....	Magnésio
Mn .....	Manganês
Na .....	Sódio
O .....	Oxigênio
P .....	Fósforo
S .....	Enxofre
Si .....	Silício
Zn .....	Zinco

# SUMÁRIO

## RESUMO

## ABSTRACT

## LISTAS

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

Lista de gráficos

Lista de siglas, abreviaturas e símbolos

1. INTRODUÇÃO.....	16
2. PROPOSIÇÃO.....	29
3. REVISÃO DE LITERATURA .....	20
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	52
5. RESULTADOS .....	57
6. DISCUSSÃO.....	87
7. COCLUSÕES .....	97
8. REFERÊNCIAS .....	98

# 1 INTRODUÇÃO

A abordagem científica dos implantes dentários feita pela escola de Gotemburgo revelou a implantodontia como ciência. A previsibilidade dos resultados, associada ao grande número de trabalhos realizados, criou a oportunidade de devolvermos ao paciente uma reabilitação dentária mais digna nos contextos estético e funcional.

Um protocolo cirúrgico atraumático, associado à confiabilidade dos estudos laboratoriais e clínicos longitudinais, permitiu que se atingissem maiores Índices de sucesso no tratamento implantodôntico (HANSSON; ALBREKTSSON; BRANEMARK, 1983). Além disso, este sucesso clínico está intimamente relacionado a fatores como: a) a interface estabelecida entre o tecido ósseo e a superfície do metal (osseointegração); b) a biocompatibilidade do material; c) a topografia do implante; d) a composição química da superfície e a forma dos implantes, e) a ausência de contaminantes de superfície (WENNERBERG; ALBREKTSSON; ANDERSSON, 1993).

A espessura da camada de óxido da superfície de um implante quando em contato com o ar atmosférico mede aproximadamente 0,1  $\mu\text{m}$ , e a sua composição pode alterar sensivelmente o processo de osseointegração (KASEMO; LAUSMAA, 1987). O Titânio comercialmente puro (c.p.) utilizado na produção de implantes tem uma camada específica de óxido que pode ser contaminada por meio do contato com outros metais, proteínas ou lipídeos. Essa camada de óxido é parte da superfície do implante e os óxidos mais comuns são  $\text{TiO}$ ,  $\text{TiO}_2$ ,  $\text{TiO}_3$ ,  $\text{Ti}_3\text{O}_4$ .

Estudando a superfície dos implantes, alguns autores (ACERO, 1999; BAIER; MEYER, 1988; BRUNETTE, 1988; DARVELL, 1995; KASEMO; LAUSMAA, 1988) relataram que produtos residuais do processo de industrialização como Ferro, Zinco e Silício podem estar presentes na superfície do parafuso. Alguns trabalhos mostraram que a presença de contaminantes inorgânicos pode alterar a interação com o tecido ósseo, acarretando uma possível falha no resultado final do tratamento implantodôntico. Esta falha pode ocorrer por alteração da camada de óxido, inibindo a osseointegração e promovendo uma reação inflamatória. O resultado é a formação de tecido fibroso que leva ao fracasso da osseointegração (ALBREKTSSON et al, 1988). Outros trabalhos (KASEMO; LAUSMAA 1988; MAZZONETTO et al., 1999; OLEFJORD; HANSSON, 1993; PFEIFER, 2003; SENDYK et al., 2000) indicam que a contaminação dos implantes ocorre principalmente durante a sua manufatura, limpeza, esterilização e armazenamento, portanto esses procedimentos devem ser realizados com extremo cuidado.

As várias modificações da textura dos implantes, denominadas tratamento de superfície, levaram a melhores resultados clínicos quando esses implantes eram utilizados em leitos de baixa qualidade óssea. Pesquisas científicas demonstram que o implante de superfície rugosa tem um comportamento melhor do que o implante de superfície lisa, no que tange à resistência à remoção por meio de torque e também com relação à aposição do osso ao metal (BRUNETTE, 1988; BUSER, 1991; ERICSSON, 1994).

Wagner (1992) relatou as modificações de superfície obtidas através de várias técnicas que implicam numa metodologia de adição a superfície do implante, como revestimento de hidroxiapatita e plasma *spray* de Titânio (TPS). Outro método seria o de subtração, onde é verificado uma retirada da substância da superfície do

implante. Estas substâncias são extraídas através do bombardeio de partículas, tratamentos ácidos em soluções eletrolíticas (oxidação anódica) e o laser.

Esta texturização industrial diversificada acarreta um maior tempo de industrialização, o que poderia potencializar o efeito de contaminação da superfície.

Pfeifer (2003) avaliou através de MEV e microsonda EDS implantes lisos de seis marcas comerciais existentes no mercado brasileiro. Constatou a presença de elementos de contaminação em todas as amostras. Todas apresentaram padrões, tamanho e composição diferentes de contaminações.

Este trabalho pretende fazer a análise microscópica dos contaminantes presentes nos implantes que passaram pelo tratamento de superfície, ou seja, nos implantes que sofreram processamento industrial para aumentar a superfície de contato com o osso.

## 2 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi analisar o número, tamanho e composição das manchas de contaminação por mm<sup>2</sup> de oito marcas comerciais de implantes osseointegrados de superfície rugosa, por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia por dispersão de energia (EDS).

## 1 REVISÃO DA LITERATURA

Diversos trabalhos (KASEMO; LAUSMAA, 1988; OLEFJORD; HANSSON, 1993; SANTOS; SANTOS, 1998; SMITH et al., 1997) convergem para os estudos dos fenômenos bioadesivos verificados especificamente entre a superfície do metal e o osso neoformado, resultante de procedimento cirúrgico atraumático. O sucesso da osseointegração pressupõe que o biomaterial tenha a capacidade de formar óxidos superficiais bem como possuir uma característica topográfica favorável para a ocorrência do fenômeno (HANSSON; ALBREKTSSON; BRANEMARK, 1983).

A resistência do Titânio à corrosão é verificada pela sua alta reatividade com o ar atmosférico, onde é formada uma camada de óxido que se mantém estável, proporcionando segurança quando inserido no corpo humano, pois, em contato com fluidos se mantém estável. No entanto, a presença de elementos químicos alterando a camada de óxido pode alterar a interação osso-implante. Michaels; Keller; Stanford (1991), são conclusivos em afirmar que os processos de manufatura, limpeza, esterilização e armazenamento podem propiciar contaminações orgânicas e inorgânicas na superfície do implante.

Bauer et al. (2002) referem que as propriedades físicas do Titânio c.p. podem variar de acordo com o grau de impureza de elementos, tais como: Oxigênio, Ferro, Nitrogênio, Carbono e Hidrogênio. O Titânio c.p. pode ser classificado em quatro diferentes tipos, de acordo com os traços dos elementos considerados impurezas. Objetivando melhorar as propriedades mecânicas das peças de Titânio, foi desenvolvida uma liga com as proporções de 6% de Alumínio, 4% de Vanádio e 90% daquele elemento em peso (Ti-6Al-4V). A melhoria das propriedades se explica

pelo fato de o Al ser um estabilizador da fase alfa, e o Vanádio ser um estabilizador da fase beta, fazendo com que a liga apresente, na temperatura ambiente, as fases alfa e beta; por outro lado, essa liga apresenta menor fluidez e maior porosidade em relação ao Titânio puro.

A ASTM (*American Standard of Testing and Materials*) classificou o Titânio em 12 diferentes graus de pureza, sendo que aos quatro primeiros, se convencionou denominá-los de Ti c.p. (Titânio comercialmente puro) e as graduações restantes são consideradas ligas metálicas. Podem estar presentes em mínimas quantidades definidas variando para cada grau de pureza, o Nitrogênio (entre 0,03% e 0,05%), o Carbono (0,10%), o Hidrogênio (0,01%), o Ferro (entre 0,2% e 0,5%) e o Oxigênio (entre 0,18% a 0,4%).

No Brasil a ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas, é quem normatiza os implantes osseointegráveis usados no Brasil, baseada nas normas ISO através do comitê 26 (CB 26 – Comitê médico odontológico, hospitalar).

Kasemo e Lausmaa (1988) estudando a biocompatibilidade dos implantes de Titânio, destaca a importância das propriedades físicoquímicas e biológicas da interface osso - implante, como também a preparação, composição química e cristalográfica, além das propriedades químicas, e a integração da interface osso/implante. Analisou as fases do processo de fabricação dos implantes destacando que, durante o procedimento de usinagem o Titânio é exposto não só de ar atmosférico, mas também aos resíduos de substâncias lubrificantes e/ou refrigerantes. Esta exposição do metal ao ar atmosférico resulta na formação rápida de uma fina camada de óxido na superfície do metal. A espessura, a composição, e a microestrutura do óxido dependem de muitos fatores, incluindo a pressão e a velocidade da fresa que determina a temperatura da superfície. À usinagem seguem

a limpeza ultrassônica e a esterilização por autoclave. Estes dois últimos passos aumentam a camada de óxido, bem como incorporam radicais OH ao óxido. As propriedades químicas da interface são determinadas pela camada de óxido e não pelo metal por si só. Deve-se lembrar que, do ponto de vista bioquímico, qualquer metal utilizado para implante deve possuir a característica de formar uma película de óxido quando em contato com o meio ambiente. A camada oxidada da superfície do metal oferece uma grande variedade de forças e tipos de ligações químicas. Quanto ao processo químico, a espessura da camada de óxidos aumenta em espessura mais rapidamente quando o implante está em contato com o osso do que quando em contato com o ar. Este crescimento deve-se à difusão de átomos/íons metálicos para fora da camada de óxidos, subsequente à oxidação ou à difusão de Oxigênio por uma espécie de carregadores de Oxigênio para o metal na interface metal/óxido. Como resultado da participação de átomos de Hidrogênio (ou prótons), o óxido pode também crescer pela formação de hidróxidos como indicado pelo radical hidroxila. Outros componentes que podem contribuir para o crescimento e modificação dos óxidos são íons minerais como Ca e P. Segundo o autor, a chamada corrosão pode levar a dissolução da camada de óxido, o que acarreta vários problemas para alguns materiais de implante. Este processo parece ser lento no Titânio, provavelmente devido a grande estabilidade da camada de óxidos. Entretanto, a medida quantitativa de corrosão é necessária. Este óxido dá estabilidade ao metal e evitará o contato direto do metal do implante com o tecido receptor. Portanto, a biocompatibilidade do óxido é o parâmetro de estudo do ponto de vista químico. Geralmente o óxido de superfície possui uma concentração iônica diferente da concentração de íons existente no interior do metal. Essa diferença pode ser verificada quando um óxido de um metal não é totalmente protetor. Essa camada

pode aumentar e levar a corrosão do metal ou dissolução do mesmo. A camada de óxido também pode possuir variação de composição, o que modificará as propriedades químicas do material. Tais fatos levam a conclusão de que um material verdadeiramente biocompatível deve possuir um núcleo forte do metal, combinado a uma fina camada de óxido em sua superfície. As pesquisas demonstram ser o Titânio um dos materiais mais adequados no contexto de biocompatibilidade. A camada superficial de óxidos se forma quando o metal é exposto ao meio ambiente. Os óxidos mais comumente encontrados são  $Ti_2O_3$ ,  $TiO$ , e  $TiO_2$ .

Parr; Gardner; Toth (1985) realizaram uma revisão sobre o Titânio e suas ligas, destacando que este metal é produzido por aquecimento do minério de Titânio na presença de Carbono e Cloro e depois é removido como cloreto de Titânio ( $TiCl_4$ ), com Sódio fundido para produzir uma esponja de Titânio. Esta esponja é depois fundida dentro do vácuo em lingotes. A temperatura de fusão é de 882 °C. O elemento químico Titânio dissolve muitos outros elementos para formar ligas, como, a Prata, Alumínio, Arsênio, Cobre, Ferro, Gálio, Urânio, Vanádio e Zinco. A adição de quantidades traço de Carbono, Oxigênio, Ferro e Nitrogênio podem melhorar as propriedades mecânicas do Titânio puro. Muitos produtos de Ti c.p. ou cirúrgico possuem quantidades destes elementos. As ligas de interesse odontológico existem em três formas: alfa, beta e alfa-beta. Estes tipos se originam quando o Titânio puro é aquecido e misturado com elementos como o Alumínio e Vanádio em certas concentrações e depois resfriado. Este tratamento produz uma solução sólida e os elementos são chamados estabilizadores fase-condicional. O Alumínio é chamado estabilizador da fase alfa e também aumenta a dureza e diminui o peso da liga. O Vanádio é chamado de estabilizador da fase beta. A forma comumente usada em implantes dentais é a fase alfa-beta. Uma liga bastante comum é Ti-6Al-4V. O

Titânio puro pode, teoricamente, formar muitos tipos de óxidos como  $\text{TiO}$ ,  $\text{TiO}_2$  e  $\text{TiO}_3$ . Destes o  $\text{TiO}_2$  é o mais estável. Estes óxidos formam-se espontaneamente em contato com o ar. Dentro de 1 milissegundo de exposição ao ar, uma camada de óxido de  $10\text{Å}$  é formada e em um minuto a espessura alcança  $100\text{Å}$ . O Titânio deve estar passivo para a comercialização, para isto é usado o ácido nítrico. Teoricamente, a ruptura desta camada de óxido não deve ocorrer dentro do meio fisiológico. Quando o implante é introduzido no organismo, ocorrem reações complexas entre a camada de óxidos e o meio ambiente. Num estado passivo, a dissolução de  $\text{TiO}_2$  é extremamente baixa. Com o tempo, uma pequena alteração pode ocorrer, e um acúmulo de Titânio nos tecidos é observado. O nível normal de Ti nos tecidos humanos é 50 ppm. Valores de 100 a 300 ppm são freqüentemente encontrados ao redor dos implantes de Titânio. A corrosão (decomposição química) pode acontecer teoricamente se não houver uma superfície lisa e sem defeitos, e se estiverem presentes íons agressivos como  $\text{Cl}^-$  e  $\text{OH}^-$ . O fato de o metal ser passivo não significa que a corrosão não ocorra, mas sim que ocorre em níveis muito baixos pela presença protetora da camada de óxidos. Dentro de condições fisiológicas esta pequena corrosão pode ter efeitos adversos na reação dos tecidos. A carga pode produzir uma combinação de efeitos com o meio fisiológico e alterar as propriedades da camada de óxidos. Variações químicas na superfície do metal podem causar corrosões localizadas. Segundo os autores, estas variações (contaminações) podem ocorrer na inclusão dos moldes para formar os lingotes ou durante o processo de usinagem. A presença de irregularidades como riscos ou marcas de usinagem podem aumentar o processo de corrosão.

Kasemo e Lausmaa (1987) referem que há vários métodos disponíveis que possibilitam uma análise da composição química, perfil de profundidade, estrutura de

crystal, tipos de uniões. A caracterização da superfície de implante em escala atômica é desejável.

A maioria das espectrografias de superfície tem como princípio irradiar a superfície a ser investigada com um feixe de partículas (prótons, elétrons e íons). As partículas primárias se excitam (energizadas) e respondem emitindo partículas secundárias. A energia das partículas são detectadas pela sonda que quantifica e especifica os elementos presentes na superfície do material de análise. O potencial da sonda é verificado na sua capacidade de penetração, atingindo partículas primárias e/ou secundárias mais profundas para análise.

As técnicas mais importantes para estudar a composição química das superfícies são o espectroscópio de fotoemissão de raios X (XPS) também chamado ESCA (espectroscopia eletrônica para análise química), a espectroscopia eletrônica de AUGER (AES), e a espectroscopia secundária de massa iônica (SIMS).

Na XPS a superfície é irradiada por um feixe de raios X que cria uma emissão de elétrons secundários (chamados fotoelétrons), procedentes dos átomos da amostra. Cada elemento presente na superfície emitirá fotoelétrons com algumas energias características. Medindo as energias dos fotoelétrons, se obterá um espectro da distribuição energética. Este espectro mostra graficamente elevações nos níveis de energias que correspondem aos elementos químicos presentes na superfície, e a média de suas composições químicas. Os registros gráficos representam os valores quantitativos das concentrações de cada elemento. A maioria dos fotoelétrons secundários se originam das camadas atômicas exteriores, dando por tanto à XPS, uma alta sensibilidade de superfície. Todos os elementos, exceto o Hidrogênio, podem ser detectados pelo XPS e o limite de detecção normalmente é de aproximadamente 0,5% atômico. O XPS revela também o estado

de união química, por exemplo, o número de oxidação dos elementos detectados. Esta capacidade se deve às variações mensuráveis de energia (variação química) nos níveis eletrônicos dos átomos em diferentes ambientes químicos.

Na AES, a superfície é irradiada por um feixe eletrônico monoenergético (1-10 Kev). O bombardeio eletrônico tem como resultado uma emissão de elétrons secundários procedentes dos átomos de superfície. Alguns dos elétrons secundários, chamados elétrons de Auger, mostram-se em energias que são características para o elemento do qual se originam. A identificação do elemento se leva a cabo, analogamente no XPS, registrando o espectro da energia dos elétrons de Auger. A AES está baseado em procedimentos físicos complexos sendo mais difíceis de quantificar que os do XPS. A AES, sem dúvida é uma técnica mais rápida e sensível (aproximadamente 0,1% atômico) que a XPS. A AES combina-se com técnicas iônicas que envolvem a retirada das camadas atômicas superficiais para que os perfis de profundidade de concentração possam ser medidos.

A SIMS se baseia em uma retirada controlada das partículas (átomos, moléculas e fragmentos) da superfície, mediante um feixe iônico energético. Aquelas partículas que deixam a superfície em um estado ionizado são analisadas em um espectrômetro de massa. O espectro secundário de massa iônica reflete (de forma indireta) a composição química da superfície (SIMS estático). Se em seu lugar se utilizam feixes iônicos de alta densidade, a informação se originará a partir de uma profundidade em contínuo aumento (SIMS dinâmico). Esta última aplicação da SIMS é especialmente apropriada para medir perfis de profundidade. A resolução de profundidade para estas medições pode ser 1 a 10 nm. As vantagens mais importantes da SIMS são: é uma das poucas técnicas analíticas que podem detectar o Hidrogênio e é extremamente sensível (podem detectar concentrações de  $<10^{-4}\%$

atômico). Estes métodos proporcionam uma poderosa combinação para o estudo da composição química das superfícies e coberturas superficiais.

Deve-se também mencionar as técnicas microscópicas eletrônicas. Com a microscopia eletrônica de transmissão (TEM) pode-se obter detalhada informação a cerca da estrutura cristalina do material em profundidade e dos óxidos superficiais. A microscopia eletrônica computadorizada (SEM) é útil para o estudo da morfologia das superfícies e para a caracterização microestrutural das interfaces implantes-tecido. Para estas aplicações o SEM é superior ao microscópio óptico devido a seu alto poder de resolução lateral (aproximadamente 10nm) e ampliação de profundidade de foco.

Os métodos acima mencionados estão especialmente dirigidos para a identificação de elementos, seus estados de ligação química e concentração de microestrutura das superfícies das amostras. Para estudos de interação química entre implantes e biomoléculas precisamos de outros métodos dirigidos para o comportamento cinético. É necessário o desenvolvimento de métodos para o estudo das interações implante-biomoléculas no complexo ambiente biológico, realidade das situações dos implantes na prática.

Baier e Meyer (1988) concluíram que todos os implantes devem ser escrupulosamente livres de contaminantes no momento do seu uso biológico. Existem contaminantes orgânicos e inorgânicos que podem frustrar a performance da osseointegração. Segundo os autores, os contaminantes inorgânicos mais encontrados e provavelmente os menos controlados são aqueles inadvertidamente transferidos ao metal ou à liga metálica da superfície dos implantes, durante o ajuste final das dimensões com ferramentas que não tem a mesma característica química do implante. Estes elementos transferidos podem levar à corrosão, erosão ou

concentração de eletrólitos na superfície. No meio ambiente básico, os contaminantes da superfície podem causar acelerado processo de deterioração dos implantes. Os autores relacionaram ainda os tipos de contaminantes com a sua origem mais provável, e destacaram que o material bruto contamina-se com traços de componentes inespecíficos; usinagem e ajuste com ferramentas de diferentes composições químicas, com componentes metálicos ou da liga e resíduos de lubrificantes; polimento, com películas de baixa energia e partículas pequenas de diferentes composições; limpeza, com resíduos de detergentes e matéria orgânica; esterilização ou autoclave, com películas orgânicas e inorgânicas, marcas ou produtos de corrosão; contato com vidro, com partículas de vidro; embalagem com partículas ou fibras químicas e plástico; armazenamento seco, com poluentes do ambiente; armazenamento úmido, com talco, películas de baixa energia, diferentes transferências de metal; colocação com películas de sangue, saliva e fluidos de sabão.

Kasemo & Lausmaa (1988) apresentaram uma revisão científica da superfície dos implantes e dos biomateriais, onde analisaram várias propriedades desta superfície que podem influenciar nas reações com os tecidos. As propriedades de interesse foram: a composição química, contaminação e limpeza, microarquitetura e estrutura. Entre os métodos para a caracterização da superfície citam XPS ou ESCA e AES, que podem otimizar a fabricação com um nível de controle molecular. Destacaram que, para o estudo da interface implante/tecido, é fundamental observarmos as diferentes escalas de dimensão. Desde o nível macroscópico visível a olho nu (escala de 1mm) até a microscopia eletrônica (de 1Å a 1µm). Concluíram que a interação inicial entre o implante e o leito receptor ocorre em nível atômico/molecular, sendo as reações celulares a nível macroscópico,

conseqüência das interações a nível molecular. A superfície tem importância vital para o sucesso biológico da osseointegração. Destaca-se o interesse direto na composição química, microestrutura e propriedades de interação com o biolíquido. O maior obstáculo tem sido correlacionar estas propriedades com a resposta dos tecidos, e isto tem sido alvo freqüente de pesquisas de implantes e biomateriais.

Brunette (1988) relata em seu trabalho que a topografia das superfícies que estão em contato com as células varia notavelmente nos implantes dentais. Descreveram princípios de comportamento celular, os quais foram observados pela primeira vez em cultivo celular. Isto explica até certo ponto as interações das células com os implantes. Há uma guia de contato entre células e as fibras colágenas com os sulcos finos da superfície do implante produzidos pela máquina de usinagem. Com referência ao comportamento de células fibroblásticas e epiteliais em contato com superfícies texturizadas, estudos de cultura de células *in vitro* e algumas observações *in vivo* caracterizaram sua diferenciação quanto à forma de alinhamento, orientação, adesão e deposição de fibras sobre superfícies polidas e rugosas. O maior objetivo no planejamento de um sistema de implantes tem sido produzir superfícies que promovam respostas desejáveis nas células e nos tecidos que estão em contato com o implante.

Keller et al. (1990) realizaram uma análise através de SEM, XPS e AES dos efeitos de diferentes métodos de esterilização na composição química de superfícies de Titânio, de discos de 1,25 cm de diâmetro compostos de Titânio (99,7%), Ferro (0,19%), Oxigênio (0,117%), Nitrogênio (0,0008%), Carbono (0,01%), Hidrogênio (0,078%) e resíduos (0,105%) e na ligação de fibroblastos. As amostras foram polidas com pasta diamantada e limpas com solvente de metiletil cetona (5 minutos); lavadas em água duplamente destilada (15 minutos) e com ataque ácido nítrico 30%

(30 minutos); lavadas novamente com água bidestilada e colocadas em um desumidificador por aproximadamente 1 hora antes de serem submetidas à esterilização por autoclave (121°C por 15 minutos), óxido de etileno (130°C por 3 horas) ou imersas em álcool absoluto por 20 minutos. Uma série da amostra não sofreu processo de esterilização e foi usada como controle (foram usadas culturas de fibroblastos humanos, obtidas do prepúcio). Os autores afirmaram que os eventos moleculares e celulares é que determinam a forma da resposta biológica dos implantes nos primeiros momentos da cicatrização, e que estes são influenciados pelas condições da superfície dos implantes. Os resultados demonstraram que: a contaminação por Si, que seria esperada após o polimento, não foi detectada em nenhuma amostra; o Carbono estava presente em todas as amostras, provavelmente absorvido no ar; o Oxigênio foi detectado em todas as amostras provavelmente presente como óxido de Titânio; o Nitrogênio, presente em todas as amostras era provavelmente derivado do ataque ácido; as amostras autoclavadas foram contaminadas com Fe e Cl, provavelmente presentes na água utilizada na autoclave. A esterilização aumentou a espessura da camada de óxido.

Klauber; Lenz; Henry (1990) realizaram uma análise por eletroespectrometria e ataque de íon argônio para determinar a profundidade e a composição da camada de óxido de seis implantes de diferentes marcas comerciais. Os implantes foram removidos da sua embalagem em ambiente livre de Oxigênio. A espessura da camada de óxido foi similar, mas ocorreram variações na contaminação da superfície. Alguns implantes apresentaram F, Na, Cl, Ca e Mn. O F foi provavelmente resultante da limpeza da superfície com ácido fluorídrico e a preparação dos implantes antes da embalagem pode ter sido responsável pelos outros contaminantes. Outros implantes apresentaram Prata, Arsênio e Silicato.

Todos apresentaram carbono proveniente do manuseio antes do empacotamento. Os autores acharam que a presença de Silicato pode ser um fator inicial que para o comprometimento da interface osso-implante, levando em consideração a contaminação da superfície. Os melhores resultados encontrados neste trabalho foram dos implantes da marca Nobeubiocare. Os autores destacaram também que vários componentes da liga de Ti6Al4V foram detectados em outros trabalhos em diferentes partes do corpo de macacos. Enquanto a concentração tecidual de Vanádio se manteve constante em função do tempo, a concentração de Alumínio continuou a crescer ao longo deste. Partículas de Titânio foram encontradas nos tecidos circunvizinhos, em implantes de plasma *spray*. A espectroscopia eletrônica Auger demonstrou varias camada de óxido formada por diferentes elementos a medida que a profundidade aumenta, com incorporação de Ca, P e S.

Buser et al. (1991) estudaram a influência de diferentes características de superfície sobre a integração de implantes de Titânio instalados em tíbia e fêmur de porcos. Comparando 6 tipos diferentes de superfícies colocadas em metáfises de tíbia e fêmur de 6 mini porcos. Após 3 e 6 semanas foram retirados para análise. Utilizaram 72 implantes, sendo 12 de cada tipo de superfície. As superfícies estudadas foram: Tipo E eletro-polida (lisa). SMP jateadas com granulação média de 0,12 – 0,25  $\mu\text{m}$  e tratamento ácido com HF/HNO<sub>3</sub>. SL jateados com partículas grandes de 0,25 – 0,50  $\mu\text{m}$ . SLA jateados com partículas grandes de 0,25 – 0,50  $\mu\text{m}$  e ataque ácido com HCL/H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>. TPS plasma *spray* de Titânio e HA com plasma *spray* de hidroxiapatita. Os autores concluíram através de análise histomorfométrica, que os implantes de superfície rugosa apresentam um aumento de aposição óssea quando comparado com implantes de superfície lisa. Os implantes com cobertura de hidroxiapatita apresentaram intima adesão óssea. A superfície rugosa é mais

favorável para estabelecer uma ligação biomecânica mais forte com o tecido ósseo periimplantar. A variedade de tratamento de superfície em características topográficas diferentes pode alterar a biologia da interface.

Michaels; Keller; Stanford (1991) afirmam que podem existir mais de 35 metais diversos nos implantes, a maioria dos quais pode ser encontrada em quantidades traço no organismo humano (concentrações de  $10^{-4}$  até  $10^{-8}$ g/g). Estes elementos podem ser considerados produtos essenciais para o metabolismo, como tóxicos ou como incidentais.

Binon; Weir; Marshall (1992) examinaram e compararam a superfície de 4 marcas de implantes: "Nobelpharma", "Suede-Vent" (Corevent), "Osseodent" e "Implant Innovation" através de EDX e AES. Encontraram diferenças consideráveis e contaminantes na superfície. Os implantes tratados com plasma tiveram uma camada mais fina de óxido e uma superfície mais limpa. Embora os implantes tivessem a mesma forma e tamanho, as condições da superfície variaram constantemente dependendo do processo de manufatura e manuseio. Segundo os autores, está estabelecido de que a camada atômica mais externa é um fator chave para a osseointegração, e que não se pode estabelecer que os resultados clínicos de um sistema de implantes sejam duplicados para outros similares, pois, mínimas diferenças podem afetar o desempenho clínico do implante. Ao EDX todos os quatro implantes mostraram Titânio comercialmente puro. O espectro do implante da marca Nobel mostrou somente picos de Titânio, assim como o da marca Osseodent. Ambos não mostraram contaminantes. As marcas Corevent e "Implant Innovation" mostraram traços de Si, C e Ca na superfície. Devido à superfície não ser totalmente lisa é muito difícil a remoção de Carbono. Este elemento químico é provavelmente resultante do contato com o óleo residual. O implante "Osseodent" apresentou

Titânio, Oxigênio, pequena quantidade de Si (na forma oxidada) e S. O  $\text{SiO}_2$  pode se originar do processo de limpeza. O “Corevent” apresentou Si na forma de óxido, talvez decorrente do processo de usinagem e polimento. Encontraram-se poucos picos de Cl, F, Ca e Na, possivelmente derivados da água utilizada no processo de manufatura. O “Implant Inovation” mostrou Ca e P (forma oxidada), mas não Si, sendo que o Si encontrado na análise EDX estava localizado na sub-superfície. O espectro das amostras foi basicamente o mesmo. A sondagem em profundidade demonstrou aumento de Ti e diminuição de O e C. A contaminação com C foi menor no “Implant Inovation” e maior no Implante “Nobel”. Os implantes da “Nobel” e “Osseodent” não mostraram outro tipo de contaminante. O “Corevent” mostrou Ca em boa quantidade. O Implante “Inovation” mostrou P e Ca, (P derivado provavelmente do processo de limpeza com ácido fosfórico e o Ca resultado da água de limpeza). Entre os procedimentos que podem alterar a composição da superfície no processo de manufatura, os autores destacaram a velocidade e pressão da usinagem, a temperatura superficial, a exposição ao ar, os lubrificantes e refrigerantes usados. Os passos subseqüentes são a limpeza ultrassônica em uma variedade de solventes, líquidos e autoclavagem ( $130^\circ\text{C}$  a  $140^\circ\text{C}$  por 20 min). Os autores concluíram que cada uma das amostras deste estudo apresentaram graus variados de contaminação.

Wagner (1992) em sua revista da literatura demonstrou as técnicas para a modificação de superfície na implantologia. Analisou os vários processos de modificação industrial e descreveu que as superfícies podem ser alteradas por adição, onde se aplica uma película de sol-gel ou plasma *spray* sobre a superfície usinada do implante ou por processo de subtração através de tratamentos de ataque ácido, jateamento de partículas, soluções eletrolíticas e laser. O autor classifica a

superfície dos implantes em 3 grupos: lisas, porosas e rugosas. A diferença entre as superfícies porosas e rugosas deve-se ao material jateado ou sinterizado na superfície do implante, dependendo do processo utilizado. Uma superfície porosa é obtida através da manipulação de partículas de óxidos com tamanhos maiores e formatos específicos (esféricos), gerando uma cobertura de espessura maior do que outros processos de adição.

Aparício e Olive (1992) pesquisaram a composição química da superfície de 11 implantes Branemark que falharam inicialmente ou no período de 20 meses, tendo como controle dois implantes que não foram utilizados no procedimento, através de microscopia eletrônica de varredura, com sonda de espectroscopia por emissão de raios X, energia de dispersão (EDS) e espectroscopia Auger. Os implantes que falharam foram esterilizados por meio de ultrassom com butanol e etanol, lavados com detergentes, e posteriormente autoclavados antes de terem a superfície examinada. Os resultados mostraram que os implantes que falharam possuíam resíduos orgânicos, alto nível de Silicose, S, C, Cl, Ca e Si. Os autores atribuíram os resíduos de Silicones e Carbono ao uso de luvas de borracha, e os outros elementos, aos processos de esterilização a vapor e lavagem com detergentes. O Grupo controle apresentou quantidades menores de contaminantes.

Olefjord e Hansson (1993) através da análise de espectroscopia eletrônica realizaram a análise química de quatro marcas diferentes de implantes. Verificaram que a película de óxido sobre superfície do metal é formada em sua grande parte por  $TiO_2$  sendo também identificado  $TiO$  e  $Ti_2O_3$ . Esta camada de óxido confere ao Titânio uma alta resistência à corrosão devido a sua estabilidade e o qualifica como biomaterial de eleição para o implante. Todas as amostras apresentaram contaminação de superfície, com Flúor, Cálcio e Zinco e Cálcio e Silicose. Referiram

que a superfície do metal pode sofrer dissolução em presença de contaminantes. A manufatura e os processos de esterilização dos implantes são as formas de contaminação de elementos orgânicos e inorgânicos. A presença de determinados elementos químicos pode acarretar na dissolução do metal. Os autores relataram ainda que implantes extraídos observados por microscopia eletrônica mostraram filamentos de fibras colágenas perpendiculares à superfície do mesmo, separadas desta por uma camada basal de 20 nm de espessura, e que a alta energia superficial da camada de óxidos do metal resulta numa maior adsorção das células e provavelmente aumenta a ligação celular. A contaminação pode diminuir a energia superficial dos metais e interferir na utilidade do implante. Fica claro que o processo de produção deve ser melhorado no sentido de se evitar esta contaminação.

Schliephake et al. (1993) pesquisaram implantes de Titânio através de MEV antes de depois de uso experimental em porcos. Os tecidos periimplantares foram examinados imediatamente após a cirurgia e 5 meses após a implantação. Também foi utilizada uma sonda EDX para detectar contaminantes no tecido ósseo circundante e após congelamento a 30 graus. Órgãos como rins, fígado e pulmões receberam um tratamento específico e foram examinados por espectroscopia de absorção atômica. Foi encontrado Titânio nos rins, fígado, e pulmões dos porcos que receberam dois implantes de 7mm (Nobel Biocare). Os resultados também mostraram que partículas de Titânio foram depositadas na superfície óssea durante a preparação dos leitos dos implantes. Cinco meses após as partículas de Titânio não foram observadas na superfície óssea próxima aos implantes. A determinação da concentração de Titânio mostrou que os pulmões o continham em grande quantidade e os rins em menor quantidade. Os autores concluíram, que o uso de implantes de Titânio podem produzir a abrasão de partículas da superfície, que

podem ser depositadas no local da implantação e provocar uma resposta celular rápida com subsequente degradação lisossomal das partículas e transporte para os linfonodos e órgãos parenquimatosos distantes.

Wennerberg; Albrektsson; Andersson (1993) avaliaram 13 sistemas de implantes dentais disponíveis comercialmente no mercado. Os implantes foram avaliados quanto ao seu desenho e topografia de superfície e foram divididos em 4 grupos dependendo dos diferentes materiais que compunham sua superfície e dos tratamentos das mesmas. Para medir a topografia superficial os pesquisadores utilizaram microscopia eletrônica de varredura confocal. Os resultados indicaram que tanto o desenho como a topografia da superfície variam consideravelmente entre os diferentes sistemas de implantes.

Ericsson et al. (1994) avaliaram a interface osso metal em implantes de Titânio de superfície lisa e implantes de superfície jateada com  $TiO_2$ . Utilizando 5 cães Beagle eles realizaram as extrações dos premolares do maxilar. Após um período de cicatrização de 4 meses foram instalados 5 implantes usinados e 5 jateados com  $TiO_2$ . Após 2 meses instalaram mais 5 implantes lisos e mais 5 jateados como anteriormente. Quatro meses depois a primeira instalação os animais foram sacrificados e preparados para análise. Dos 20 implantes, 19 osseointegraram-se. A média de superfície de contato entre osso e implante foi de 40% para os implantes lisos no período de observação de 2 a 4 meses. As taxas para os implantes jateados foram similares durante o primeiro período de 2 meses de observação, e estes apresentaram um maior contato com o tecido ósseo (65%) em relação aos implantes lisos.

Wennerberg; Albrektsson; Lausmaa (1996) pesquisaram a topografia de 3 tipos diferentes de superfície de implantes. Os parafusos foram inseridos em osso de

coelho e os resultados evidenciaram depois de um período de cicatrização de 12 semanas, que foi necessário um torque de remoção estatisticamente e significativamente mais alto para desparafusar os implantes jateados com partículas de 25  $\mu\text{m}$  de tamanho de  $\text{TiO}_2$  e parafusos jateados com partículas de 75  $\mu\text{m}$  de tamanho de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , comparados com parafusos de superfície usinada. A avaliação histomorfométrica demonstrou uma porcentagem mais alta de contato osso metal para implantes jateados com partículas de 25  $\mu\text{m}$  de  $\text{TiO}_2$ , comparadas com os implantes usinados. Encontraram uma maior área de superfície de osso nas roscas para os parafusos usinados em comparação aos parafusos jateados com partículas de 25  $\mu\text{m}$  de  $\text{TiO}_2$ .

Darvell et al. (1995) realizaram um trabalho de observação por MEV e microanálise por raios-X com o objetivo de verificar o efeito de diversas formas de tratamentos de superfície quanto à presença de contaminantes externos em vários corpos de prova de Titânio c.p. de grau 2. Entre os tratamentos de superfície foram usados jato com óxido de Alumínio, hidróxido de Sódio, esferas de vidro e limpeza com ultrassom. Os autores detectaram Alumínio originários do jato de óxido de Alumínio. O tratamento de superfície com ácido ou mecânico (com brocas de diamante e tungstênio) produziram superfícies com um mínimo de contaminação. Os autores destacaram que uma grande quantidade de Alumínio tem sido observado em placas de Titânio para tratamento de fraturas. Neste trabalho a composição inicial de Alumínio nas placas era menor e sofreu aumento com todos os tratamentos de superfície. Ressaltaram que os efeitos tóxicos do Alumínio no organismo humano são bem conhecidos, como fibrose pulmonar, osteomalacia e encefalopatia em pacientes com insuficiência renal e que este elemento traço também pode ser responsável pela toxicidade tecidual e falha na osseointegração, embora não

tenham estudos comprovando que implantes usinados tenham falhado devido a contaminação dos tecidos adjacentes por contaminantes da superfície do Titânio.

Lima et al. (1996) utilizando o MEV e sonda EDS analisaram dois implantes nacionais e dois implantes importados. Nos implantes nacionais foram observados cavacos de usinagem, contaminação com material orgânico e Ferro como elemento contaminante. Os implantes importados apresentaram melhores resultados sendo que um deles apresentou Si como elemento de contaminação. Os autores destacaram a importância do acabamento da superfície dos implantes através da remoção de todas as impurezas superficiais. Concluíram que a deficiência do acabamento da superfície leva ao comprometimento da camada de óxido e do êxito da cirurgia.

Campos Júnior e Passanezi (1996) referiram que existem pelo menos 19 elementos que são considerados essenciais ou potencialmente essenciais: V, Si, B, Cr, Mn, Mo, Co, Cu, Zn, As, Se, Mo, I, Li, Ce, Sn, W e Pb. Alguns destes elementos podem ser tóxicos, dependendo da concentração, como Pb por exemplo, que é tóxico quando excessivo, mas outros, como Li, em que a ausência pode ser bastante danosa. Para o Ti, Zr e Al não são conhecidas necessidades metabólicas mas alguma citotoxicidade é possível, como no caso da relação entre o Al e a doença de Alzheimer.

Outros aspectos podem ser relacionados, como a capacidade oncogênica, mutagênica e de hipersensibilidade de certos metais. O Co, Cr, Ni, Pb e o próprio Titânio podem ser considerados oncogênicos em certas situações laboratoriais, além do Ni e Co que são importantes alérgenos. Parece claro, portanto, que deve ser obtida, para a fabricação de implantes, uma composição muito próxima da pureza absoluta, pois muitos destes componentes não possuem efeitos totalmente

conhecidos sobre o organismo humano, especialmente quando mantiverem um longo período de contato. Do ponto de vista mecânico os valores de alongamento e resistência à torção são progressivamente maiores do grau I para o grau IV, alcançando índices muito mais altos nas ligas de Titânio. Por exemplo, o grau I sofre um alongamento de 24% em 50 mm e grau IV se deforma em apenas 15%. Vários fatores influenciam a composição final da superfície de Titânio, desde a própria composição da matéria-prima, até os métodos de usinagem e esterilização. Importante citar que a superfície mais limpa não proporciona os melhores resultados, pois foi demonstrado que alguma contaminação superficial tem o poder de melhorar os resultados de osseointegração, refere o autor. Vários trabalhos comparativos entre diversos metais indicam que o Titânio grau I parece ser o que melhor combina características físicas com resultados biológicos. Não existem evidências claras que impeçam o uso clínico de ligas de Titânio, que proporcionariam melhor qualidade mecânica ao implante, mas apenas sugestões que certos componentes poderiam ter efeito acumulativo no organismo por precaução genérica. Por isso opta-se por uma composição a mais pura disponível.

Em testes de medida percentual de contato linear o Titânio grau I tem se mostrado superior, bem como em testes de resistência ao torque, com exceção das comparações com Nióbio que se revelou superior nestes dois aspectos, mas este metal não é usado na prática pois não apresenta valores de resistência mecânica compatíveis com os esforços da mastigação. As ligas, especialmente Titânio-Alumínio-Vanádio tem-se mostrado inferiores, mas não está absolutamente clara esta superioridade do Ti c.p., pois os testes com ligas foram realizados com barras usinadas nas mesmas condições do Ti c.p. Desta forma as superfícies usinadas de liga apresentam menor grau de rugosidade, o que pode ter influência direta nos

resultados, favorecendo os materiais mais moles. Um implante de Titânio é coberto por uma superfície de óxido de aproximadamente 2 a 5 nm de espessura. As moléculas de proteína ficam aderidas à superfície do óxido e a natureza da interação entre os átomos da superfície externa do implante (e/ou outras biomoléculas) é fundamental para a resposta do sistema biológico ao implante. Concluem os autores que contaminantes inorgânicos podem ser importantes, pois tem a capacidade potencial de alterar a camada de óxido e dificultar a bioadesividade devido o processo de dissolução do Titânio.

Vezeau et al. (1996) em estudo in vitro avaliaram através de microscopia eletrônica de varredura, espectroscopia por raios X e espectroscopia Auger as alterações superficiais na ligação e espalhamento celular em placas de Titânio c.p. que sofreram esterilização através de raios ultravioleta, óxido de etileno ou autoclavagem. As células utilizadas foram fibroblastos tendo como grupo controle discos plásticos. As superfícies contaminadas continham O, C e N. Os resultados demonstraram que as peças esterilizadas por UV não apresentavam alteração em relação ao grupo controle. As peças esterilizadas com óxido de etileno sofreram descoloração e apresentaram partículas contaminantes, com diminuição da adesão e espalhamento celular. O grupo esterilizado por autoclave mostrou o pior resultado, com grande presença de contaminantes e diminuição do espalhamento e ligação celular. Os autores Concluíram que os regimes de esterilização dos metais podem ter sérias implicações biológicas.

Taborelli et al. (1997) investigaram as propriedades físico-químicas de peças de Ti c.p. que foram submetidas a vários tratamentos para otimizar a sua topografia para utilização na implantodontia. As microirregularidades, composição química e a molhabilidade foram analisados após as amostras sofrerem o polimento mecânico,

ataque com ácido clorídrico, ácido sulfúrico após o polimento mecânico ou jateamento e plasma *spray* de Titânio. A composição química foi verificada por espectroscopia eletrônica Auger. Os tratamentos não tiveram maior influência na composição química da superfície e todas as amostras apresentaram  $TiO_2$  com menores quantidades de C, S, Si e Ca.

Pebe et al. (1997) realizaram um estudo em cães para avaliação de testes de contratorque e análise histológica em implantes de superfície usinada, jateada e com ataque ácido. Os autores concluíram que a força de contratorque exercida é influenciada pelo tipo de superfície. A superfície atacada com ácido apresentou força de resistência ao contratorque maior, quando comparada com a superfície jateada ou a usinada. A avaliação histológica demonstrou semelhança no contato osso implante nas várias superfícies.

Hellsing (1997) analisou a superfície de implantes osseointegráveis lisos de marcas comerciais, (Nobel Biocare, 3i, Implamed e Restore); através de AES, sendo que as amostras apresentaram diferenças consideráveis na composição da camada de óxidos. Os implantes da Nobel mostraram uma camada de óxidos de alta pureza, com a mais elevada concentração de O (1,5 vezes maior que os outros) e Ti, e também menor concentração de todos os contaminantes encontrados com exceção do Boro (nível de Carbono 50% menor). Os implantes 3i mostraram menor concentração de Carbono que os da Implamed e Restore; a superfície estava livre de Si, Boro e Cloro, tendo baixa concentração de Enxofre; entretanto mostrou maior concentração de Ca e P que as outras marcas, além de uma concentração variada de Na, Ca e K. Os implantes da marca Implamed mostraram a segunda maior concentração de Oxigênio e Titânio e alta concentração de Carbono, leve de Si e Boro e os níveis de contaminantes foram menores que as marcas 3i e Restore. Os

implantes da marca Restore apresentaram baixa concentração de O e Ti e variada e alta concentração de Ca, S, P, Si e K. Segundo o autor não está estabelecido que a presença de contaminantes afeta o processo de osseointegração. A concentração de contaminantes na superfície e a reprodutibilidade da química superficial podem ser um indicador do controle de qualidade do fabricante. Falhas no processo de limpeza podem resultar em implantes com elementos contaminantes que podem interferir no processo de osseointegração e mesmo serem tóxicos ao organismo. O autor salientou que um processo de controle de qualidade adequado é um fator essencial para o paciente.

Glantz (1998) afirmou que existem alguns fatores significantes para a biocompatibilidade dos metais de implante pois a superfície metálica apresenta a tendência em absorver átomos ou moléculas podendo variar quimicamente a compatibilidade. As superfícies metálicas normalmente não estão em equilíbrio com o ambiente que o cerca, uma oxidação se dá de forma rápida nos metais não nobres. Afirmou também que os contatos moleculares nunca serão estabelecidos entre o metal do implante e os tecidos do hospedeiro, mas entre a camada de óxidos e este. Como as propriedades químicas dos óxidos são diferentes das dos metais crus, a biocompatibilidade dos óxidos é um parâmetro relevante na implantodontia. O Titânio é um excelente material para implantes porque em condições clínicas normais o dióxido de Titânio apresenta elevada resistência a corrosão, e uma constante dielétrica que promove um alto nível de ligação com os tecidos. Para o autor, o significado de um metal quimicamente limpo para a osseointegração está bem demonstrado experimentalmente.

Pilliar et al. (1998) referiram que as características da topografia, composição química e carga elétrica é de extrema importância para o processo de

osseointegração. A limpeza da superfície do implante a contaminação durante o processo de fabricação e manuseio tem uma importância fundamental. Afirmaram que os contaminantes podem afetar a resposta do tecido do hospedeiro e levar a falha do implante, a despeito da forma topográfica da superfície.

Santos & Santos (1998) analisaram as características químicas e homogeneidade de implantes de 9 marcas comerciais, seis de cada marca, de lotes de fabricação diferentes, tendo como grupo controle marca Nobelpharma. Concluíram que os implantes de marca Implamed, Restore, INP e Intralock apresentam resultados semelhantes ao grupo controle e que nas marcas 3i, de Bortolli, S, HT e SR o número de leituras com elementos químicos diferentes foi significativamente maior que o grupo controle. Segundo os autores, as impurezas orgânicas, representadas pelo Carbono, diminuem a energia livre da superfície do material por serem hidrofóbicas, dificultando a adesão de biomoléculas, células epiteliais, fibroblastos, osteoblastos e células da medula, enquanto as impurezas inorgânicas, representadas pelos mais diferentes elementos químicos encontrados, podem funcionar como células eletrolíticas provocando trocas iônicas e corrosão do Titânio, interferindo assim no processo de união química da camada de biomoléculas; além disso, salientaram que ainda não estão definidos os limites normais e patológicos da liberação destes elementos químico pelo implante para o meio fisiológico.

Espósito et al. (1999) estudaram os fatores biológicos de falhas dos implantes osseointegrados, comentaram o possível efeito das características das superfícies, como rugosidade, tipo de tratamento e composição química nos padrões de falha. Os autores relataram que, quando um material estranho é implantado no osso um amplo espectro de reações pode ocorrer, desde a total rejeição a um

material específico, até uma mínima reação inflamatória com duração de poucos dias. A formação de uma cápsula de tecido mole também pode ser consequência de reações iônicas tóxicas, presença de partículas do material e contaminação da superfície. Na verdade, segundo os autores, nem todos os materiais possuem o mesmo grau de biocompatibilidade e a quantificação desta em termos funcionais é extremamente difícil até o momento. O Titânio e a liga de Ti6Al4V são altamente resistentes à corrosão e possuem um alto grau de biocompatibilidade. Observações de experimentos, in vivo e in vitro, têm mostrado que todos os materiais liberam partículas e íons em algum grau, como resultado da corrosão e/ou desgaste devido a ação dos fluidos corporais e estresse mecânico, e muitos conceitos e parâmetros sobre materiais bioinertes estão relacionados em parte com investigações analíticas de baixíssima sensibilidade. Para os autores implantes metálicos e cerâmicos podem contribuir para uma elevada concentração de íons, tanto local, quanto sistêmica, sendo que, mesmo em pequenas quantidades, os elementos traço têm sido encontrados em vários órgãos e no sangue quando tecnologias apropriadas e sensíveis são usadas. Ocorre um aumento da concentração de íons de Titânio nas áreas relacionadas a implantes osseointegrados e suspeita-se que íons de Al e V são capazes de prejudicar a formação óssea por uma possível ação competitiva com o Ca. Foi sugerido que a diferença de formação óssea entre implantes de Ti c.p. e de ligas contendo Al e V pode ser devida a presença do Al. Os autores observaram que o papel da contaminação da superfície nas falhas dos implantes não está bem estabelecido. Uma das hipóteses é de que os contaminantes possam ser liberados no tecido e causarem reação inflamatória.

Arys et al. (1998) apresentaram um trabalho onde utilizaram várias técnicas para caracterizar a superfície de implantes osseointegráveis que falharam e os

tecidos biológicos vizinhos. Cinco implantes que não foram usados serviram como grupo controle e 25 implantes removidos entre 2 meses e 1 ano após a cirurgia foram analisados (9 HaTi, 9 TBR, 4 IMZ e 3 Branemark). A análise da composição química da superfície e das camadas profundas dos implantes foi realizada com XPS. Os cortes histológicos foram analisados por microscopia ótica, XPS e análise eletrônica por microsonda. Nenhum dos implantes que falharam apresentou composição química regular da superfície, das camadas mais profundas e da camada de óxido de Titânio. Elementos contaminantes externos (Ca, Na, P, Si, Cl, Zn, Pb e Al) foram observados em alguns implantes. Infiltrado inflamatório foi encontrado nos tecidos vizinhos e lesões granulomatosas foram detectadas. A análise com XPS e microsonda mostraram Zn, Fe, Sn e Ti nos tecidos. Como possível cenário para as falhas dos implantes, os autores propuseram o mecanismo de oxiredução, com a destruição parcial ou total da camada de dióxido de Titânio e a difusão de íons para os tecidos circundantes. Os autores ainda comentam que um dos fatores chave para a osseointegração é a qualidade química da camada superficial de dióxido de Titânio, a limpeza da superfície do implante, além do aspecto mandatário da esterilização; mesmo assim a validade do protocolos rígidos para o manuseio de implantes ainda é questionada. Outras observações dos autores são que a biodegradação e a corrosão básica do Titânio tem sido estudada *in vivo* e *in vitro* e que os parâmetros freqüentemente citados são os efeitos galvânicos, formação de fendas, força mecânica e pH, e que os implantes falham, mas são raros os estudos com análise das causas destas falhas. A presença de elementos externos no material, indicam um possível contato com contaminantes de origem desconhecida e não controlada.

Davies (1998) demonstrou que a osseointegração ocorre pelo crescimento de osso na superfície do implante e pode ser dividida em três fases distintas que podem ser estudadas experimentalmente de forma separada. A primeira, osteocondução, diz respeito à migração de células osteogênicas para a superfície do implante através do tecido conjuntivo temporário. A ancoragem deste tecido conjuntivo na superfície do implante é uma das funções do desenho e composição química da superfície. O segundo, a formação de osso novo, resulta em uma matriz mineralizada interfacial, equivalente ao que é visto na linha de cimento no tecido ósseo natural, margeando a superfície do implante. A topografia e a composição química do implante irão determinar se esta linha estará ou não ligada à superfície do implante. A terceira resposta tecidual, a remodelação óssea, originará a interface osso implante compreendendo a formação de osso novo. O autor também destacou que a química da superfície do implante pode aumentar a absorção e a retenção de macromoléculas residentes no meio biológico, e alterar a osteocondução. Concluiu que o desenho da superfície do implante otimiza a resposta biológica durante todas as fases da osseointegração.

Smith et al. (1997) realizou uma revisão da literatura e salientou que os processos de preparação da superfície dos implantes osseointegráveis são muito variáveis e que os efeitos a longo prazo das quantidades traço de metais relacionados com implantes tem sido pouco estudados, em parte pela ausência de técnicas mais específicas para tal. O autor acha necessário que sejam criados mecanismos para a validação de procedimentos de caracterização de superfícies, de avaliação das respostas teciduais às superfícies padronizadas, e para medir níveis de elementos traços e sub-traços para se estabelecer limites normais e patológicos.

Mazzonetto et al. (1999) analisaram através de MEV três implantes dentais de marcas comerciais disponíveis no Brasil. Detectaram a presença de contaminantes em locais diferentes das amostras e destacaram a presença de Ferro, oriundo do processo de usinagem. Os autores afirmaram que a presença de contaminantes era devido à falta de controle de qualidade no processo de usinagem. Os implantes analisados foram do sistema HIS (Histointegrated Implant System, Carbontec Materiais Especiais S. A, São Paulo, Brasil) com e sem tratamento com óxido de Alumínio e Sistema Implamed constituído de superfície lisa. No implante HIS sem tratamento de superfície e presença de contaminantes foi evidente, com resíduos de Ferro. Nos implantes que passaram por tratamento com partículas de óxido de Alumínio foi mais difícil a detecção de contaminantes, sendo que o implante da Implamed mostrou o melhor resultado com escassa presença de contaminantes.

Acero et al. (1999) examinaram por microscopia eletrônica de varredura 37 placas para osteossíntese de Ti c.p. retirada de 23 pacientes que sofreram cirurgia por trauma ou deformidade facial. As placas foram removidas utilizando-se brocas de tungstênio. Oitenta e um, oito por cento das placas mostraram uma boa osseointegração estrutural, sendo que, 80% das placas removidas dos pacientes com complicações clínicas apresentavam mobilidade. Todas as placas apresentaram contaminações graus mais elevado do que os esperados, de corrosão. Os autores não relacionaram estes resultados com as complicações clínicas observadas.

Orsini et al. (2000) estudaram a superfície de dez implantes de superfície usinada e dez implantes de superfície rugosa. Todos os implantes apresentaram Oxigênio e Titânio, em quantidades diferentes para cada implante. Outros elementos como Cl, Ca, Si, P e N estavam presentes em pequenas quantidades. Nos implantes

jateados sem tratamento ácido detectou-se o elemento Al que não foi removido com a limpeza ultra-sônica.

Binon (2000) referiram que existem mais de 80 empresas de implantes em todo o mundo, sendo que a indústria apresenta três ou quatro modelos básicos e mais de 90 variações e clones. Segundo os autores, os clínicos tem mais de 1300 implantes e mais de 1500 intermediários para escolher, com variações de material, desenho, diâmetro, altura, superfície e geometria da interface. Segundo os autores, 11 companhias fabricam implantes de ligas de Titânio, 7 de Ti CPT4, 6 de TiCP3, 1 CPT1 e 1 de CPT2. O Astra Tech e Implante Inovations utilizam CPT3 e/ou CPT4 com grau de pureza de CPT1. Para a escolha do sistema de implantes o autor sugeriu 10 critérios: Previsibilidade de osseointegração; estudos clínicos controlados que asseguram a performance num período de 5 anos ou mais em ossos de diferentes qualidades, sob carga e em situações de restauração; ótima interação da superfície com o osso; aplicação protética flexível; excelente tolerância; excelente interface com os tecidos moles; estabilidade da interface; fácil de usar (cirurgia e prótese) e ótimo perfil de emergência e estética. Segundo os autores os testes de corrosão e toxicidade são realizados somente quando o material utilizado não é identificado em outros métodos comercializados e vem tendo grande interesse pela certificação de qualidade pelas normas ISO (Internacional Organization for Standartization), cujo objetivo é a unificação de padrões.

Sykaras et al. (2000) realizaram uma revisão da literatura sobre os materiais para implantes dentais, e comentaram que os metais tem sido selecionados como material de escolha baseados em inúmeros fatores, como suas propriedades biomecânicas, domínio dos processos de tratamento usinagem, polimento e esterilização. Os autores afirmaram que o Titânio e suas ligas são os metais

utilizados, mas que os componentes protéticos ainda são confeccionados com ligas áuricas, aço inoxidável, cromo-cobalto e níquel-cromo, com conseguinte potencial para correntes galvânicas e passíveis de corrosão eletroquímica, oxidação e dor. Para os autores, embora as propriedades da camada de óxido não sejam afetadas, existem diferenças mecânicas entre os graus de Titânio c.p., principalmente devido à presença de contaminantes em pequenas quantidades traço de outros elementos como Nitrogênio, Carbono, Hidrogênio e Ferro. Alguns elementos são adicionados para melhorar ou estabilizar as propriedades físico – químicas. O Ferro é adicionado para aumentar a resistência à corrosão; o Alumínio aumenta a resistência mecânica, diminuindo o peso e o Vanádio age como um removedor do Alumínio para prevenir a corrosão. Para os autores, a condição da camada de óxido, a pureza química e a limpeza superficial, são fatores preponderantes para a obtenção da osseointegração. Os autores ressaltam que o efeito da contaminação da superfície do implante na resposta e na morfologia celular tem sido demonstrado na literatura e que estes contaminantes são resultados dos processos de produção e esterilização.

Pasquinelli (2001) fez a análise de seis implantes osseointegrados de Titânio c.p. (três nacionais e três importados) através de MEV e de uma microsonda EDS. Em cada implante foram selecionadas três áreas de leitura: ápice do implante, porção média e visão geral, totalizando oito leituras. O autor concluiu que o Titânio foi o principal elemento encontrado em todos os implantes; que o acabamento dos implantes importados é superior aos nacionais; que uma das marcas comerciais apresentou apenas traços de Alumínio e que as demais marcas comerciais apresentaram traços de Carbono, Sódio, Alumínio, Potássio, Cloro e Enxofre. Atribuiu esse fato ao uso de solventes, óleos lubrificantes, ao processo mecânico e à esterilização a vapor, sendo portanto, advindos de falhas do processo de produção.

Sendyk et al. (2000) analisaram e quantificaram os contaminantes presentes na superfície de implantes de uma determinada marca comercial. As contaminações foram analisadas através de espectroscopia EDS. Os autores observaram que os implantes apresentaram contaminantes em sua superfície, o que pode dificultar ou até mesmo impedir parcialmente o processo de osseointegração. Os contaminantes mais freqüentes foram Silício, Cloro, Alumínio, Carbono, Enxofre, Bário e Ferro.

Mustafá et al. (2002) analisaram as variações na camada de óxido da superfície de Ti c.p. jateadas com partículas de óxido de Titânio de diversos tamanhos, após receberem culturas de células derivadas de osso humano. As superfícies foram caracterizadas antes e depois de receberem a cultura de células com espectroscopia de impedância eletro-química (EIS). A composição química da superfície foi analisada com espectroscopia XPS. A análise EIS revelou uma área de superfície até 6 vezes maior e após 28 dias de cultura, a resistência à corrosão não havia sido alterada. A análise XPS revelou antes da cultura das células uma camada típica de  $TiO_2$ . Após a cultura a camada de óxidos continha Fósforo e Cálcio, além de grande quantidade de óxidos de Carbono e Nitrogênio. As superfícies jateadas apresentavam baixa concentração de Carbono e Nitrogênio. Os autores concluíram que o jateamento com óxido de Alumínio aumenta a área superficial, e que as células derivadas do osso mandibular humano afetam a incorporação de íon na superfície do implante.

Sabrina Bauer et al. (2002) referem que o Titânio foi descoberto em 1791 por Willian Gregor. Em 1795 o alemão Martin Klaproth encontrou  $TiO_2$  no minério rutilo quando então foi denominado Titânio. Por ser altamente reativo sua obtenção na forma pura era muito difícil. No entanto, ainda segundo os autores, Kroll trabalhou desenvolvendo o processo de refino do Titânio. Este elemento químico é prevalente

na composição dos implantes odontológicos, bem como na confecção de aparelhos protéticos e pontos de solda de prótese fixa. Seu número atômico é 22 da tabela periódica. Seu peso atômico é 47,9, apresentando uma densidade de 4,51 g/cm<sup>3</sup> a 25°C, alta resistência à tração (200 a 700 Mpa) com ponto de fusão de 1.668°C; módulo de elasticidade compatível com tecidos orgânicos calcificados (105.200 N/mm<sup>2</sup>). Dureza *Vickers* entre 80 e 105, condutividade térmica 0,2 J/cm.K e expansão térmica  $9,6 \times 10^{-7} \text{ K}^{-1}$ . Sua principal propriedade é a excelente resistência à corrosão em meio orgânico e isto se deve à estabilidade química da camada de óxidos formada em sua superfície, imediatamente após a exposição do metal puro ao meio externo.

Pfeifer (2003) analisou a contaminação da superfície de implantes osseointegrados de seis marcas comerciais através de MEV e microsonda EDS. Foram avaliados três implantes de superfície lisa das marcas comerciais Nobel, Biocare, Lifecore, 3i, Implamed, Conexão e Neodent. O autor verificou que todas as marcas comerciais analisadas apresentaram contaminações em sua superfície, padrões, tamanho e composição de contaminações diferentes. Os contaminantes mais frequentemente encontrados foram o Carbono, Alumínio, Silício, Cloro, Cálcio, Enxofre, Potássio, Magnésio e Zinco. As marcas comerciais Nobel Biocare, Restore, 3i e Conexão apresentaram um baixo nível de contaminação. A marca Implamed apresentou numerosas contaminações com um padrão de tamanho pequeno e a marca Neodent apresentou numerosas contaminações com grande variação de tamanho.

## MATERIAIS E MÉTODOS

No presente estudo, foram utilizados três implantes de superfície rugosa de cada marca comercial descrita abaixo:

Nobel (Nobel Biocare Göteborg Sweden) lotes de fabricação 645181, 645807 e 646172 com data de validade até 2009;

Lifecore (Lifecore biomedical Inc. Chaska MN U.S.A.) lotes de fabricação 001739, 001667 e 002281 com data de validade até 2009;

3i Implante Innovation Inc. (Palm Beach Gardens FL U.S.A.) lotes de fabricação 238804, 241586 e 217446 com data de validade até 2009;

Implamed (Sterngold Implamed Dental Implant Systems U.S.A.) lotes de fabricação 2002563, W7018 e 2002561 com data de validade até 2007;

Globtek (Globtek Implant System CO Coreia da Sul) lotes de fabricação 2LO36(P), 2LO36(S) e 2LO36(T) com data de validade até 2005;

Conexão (conexão Sistemas de Prótese SP, Brasil) lotes de fabricação 4020214155, 4040214155 e 4050504167 com data de validade até 2006;

Neodent (Neodent Implantes osteointegráveis PR, Brasil) lotes de fabricação 12317-070404, 11936-120304 e 11783-100304 com data de validade até 2008;

SIN (Sistema de Implantes Nacional SP, Brasil) lotes de fabricação CA103, Bo154 e BDO24 com data de validade até 2007.

Todos os implantes utilizados possuíam algum tipo de tratamento de superfície, e foram fornecidos em embalagens que normalmente são apresentadas ao mercado consumidor. A pesquisa foi realizada na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo no Departamento de Engenharia de Minas – Laboratório

de Caracterização Tecnológica. A análise microscópica foi realizada no microscópio eletrônico de varredura (MEV) da marca Leica, modelo Stereoscan 440 – Inglaterra (Fig 4.1) acoplado a um espectroscópio por dispersão de energia da marca Oxford, modelo ISIS, Inglaterra. (Fig 4.2 e 4.3)



Fig. 4.1 – Microscópio eletrônico de varredura (MEV) da marca Leica



Fig. 4.2 – EDS da marca Oxford

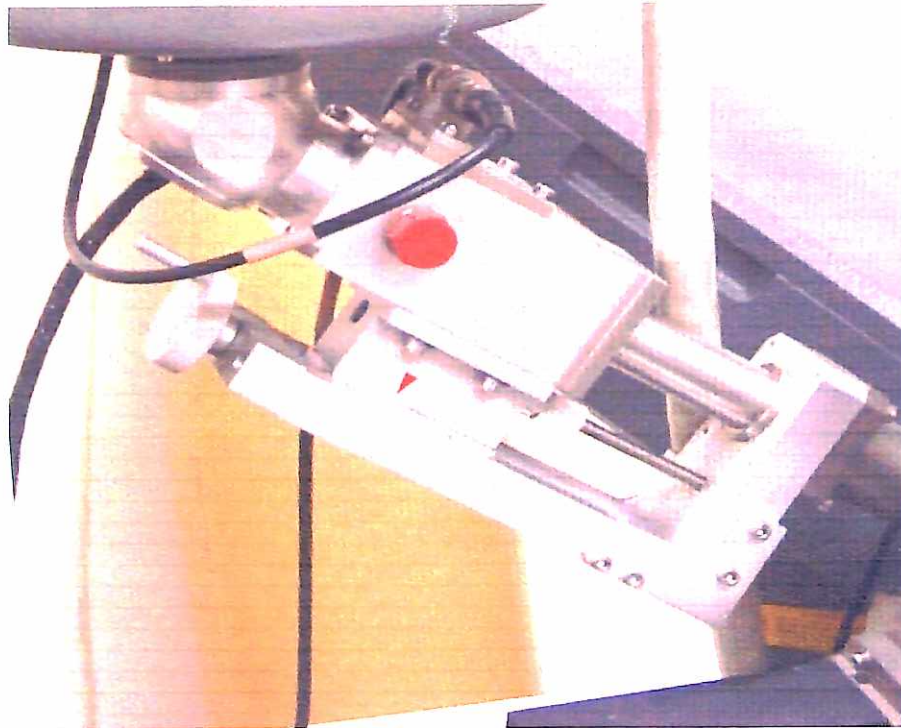


Fig. 4.3 – Detalhes da microsonda EDS

Depois de retirados de suas respectivas embalagens, cada implante foi imediatamente colocado na câmara de vácuo. A manipulação do implante foi feita utilizando-se uma pinça de Titânio esterilizada em autoclave. Os implantes foram colocados sobre uma base confeccionada por meio de corte por eletroerosão de um cilindro de Titânio que acompanha os implantes da marca Lifecore (Fig.4.5). Esta base foi previamente fixada em uma plataforma apropriada para inclusão na câmara de vácuo do MEV (Fig.4.6).

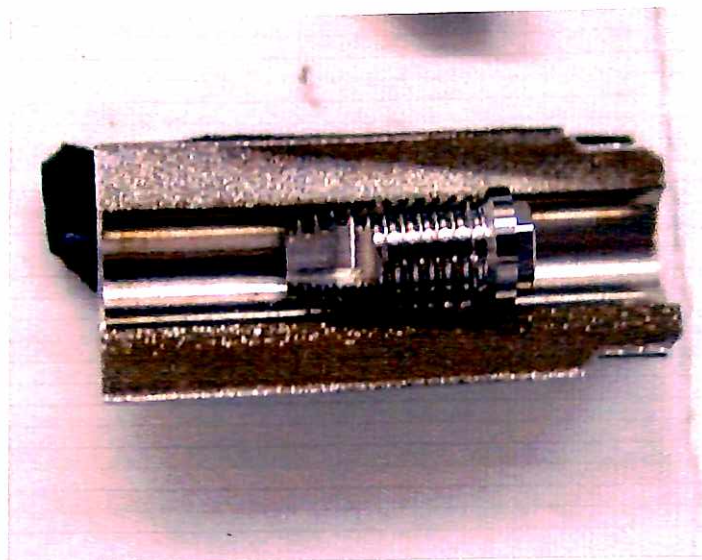


Fig. 4.4 – Base confeccionada por meio de corte por eletro-erosão de cilindros de Titânio.

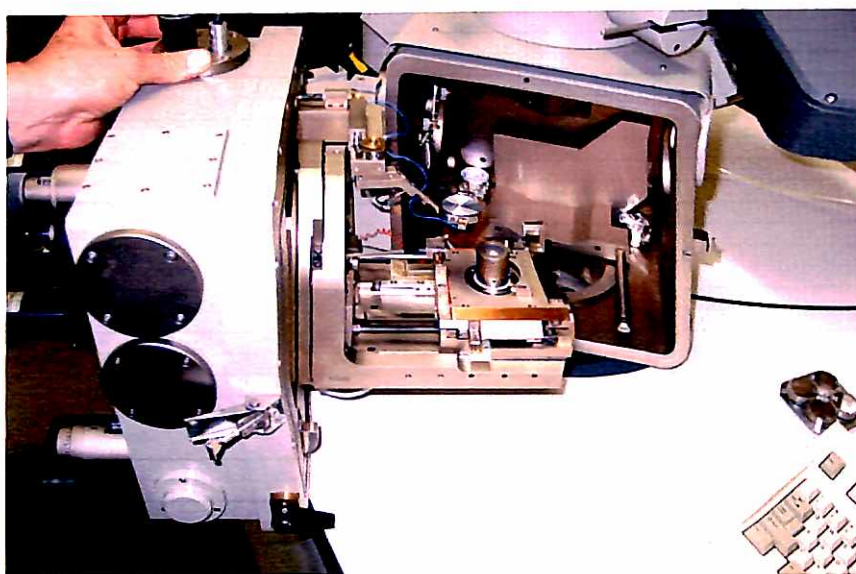


Fig. 4.5 – Plataforma do MEV para inclusão na câmara de vácuo.

As áreas analisadas das superfícies dos implantes foram escolhidas ao acaso dependendo da face que ficou exposta ao feixe de elétrons. Foi feita a contagem do número total de espiras de cada implante observado no microscópio. Em seguida, esse número de espiras foi dividido por dois, determinando-se a

metade coronal e metade apical do implante. Caso o implante apresentasse um número ímpar de espiras a espira excedente seria considerada apical.

Primeiramente, na imagem observada no MEV, realizou-se uma contagem do número de manchas de contaminação total de cada implante. O valor obtido foi dividido pela área observada do implante (em  $\text{mm}^2$ ). Para essa análise, foram utilizados pequenos aumentos (de 20 a 25 vezes). Após a contagem, escolhia-se a maior mancha de contaminação de todo o implante para fazer as seguintes medidas (com aumentos de 100, 500 ou 1000 vezes, dependendo do tamanho da mancha): a) tamanho da mancha (medindo-se o seu maior comprimento); b) composição química (por meio da análise de EDS).

Para catalogar os resultados, foi elaborada uma ficha na qual registravam-se os dados colhidos durante o experimento. Esta ficha encontra-se demonstrada abaixo:

MARCA COMERCIAL	IMPLANTE
Lote de fabricação = no. da amostra	
Data de validade	
Número total de espiras	
Número de espiras coronais	
Número de manchas de contaminações coronais	
Número de espiras apicais	
Número de manchas de contaminações apicais	
Tamanho da maior mancha	
Composição da mancha por elemento químico encontrado (percentual)	
Observações:	

Os dados de número de mancha por  $\text{mm}^2$  e tamanho das manchas de contaminação foram analisados por meio de análise de variância de fator único e teste de Tukey para contraste de médias (nível global significância de 5%).

## 4 RESULTADOS

As Figuras de 5.1 a 5.39 apresentam, para cada marca comercial, as seguintes imagens obtidas no MEV durante o experimento: a) imagem da região coronal; b) imagem da região apical; c) imagem da maior mancha de contaminação encontrada no implante; d) espectro de microanálise por EDS da mancha apresentada. As imagens apresentadas têm caráter ilustrativo e referem-se a apenas um dos implantes analisados de cada marca comercial, entretanto, é importante lembrar que foram analisados três implantes de cada marca. Para algumas marcas comerciais, são apresentadas mais do que quatro figuras para esclarecer alguns aspectos do experimento (Fig 5.19 e Fig 5.20).

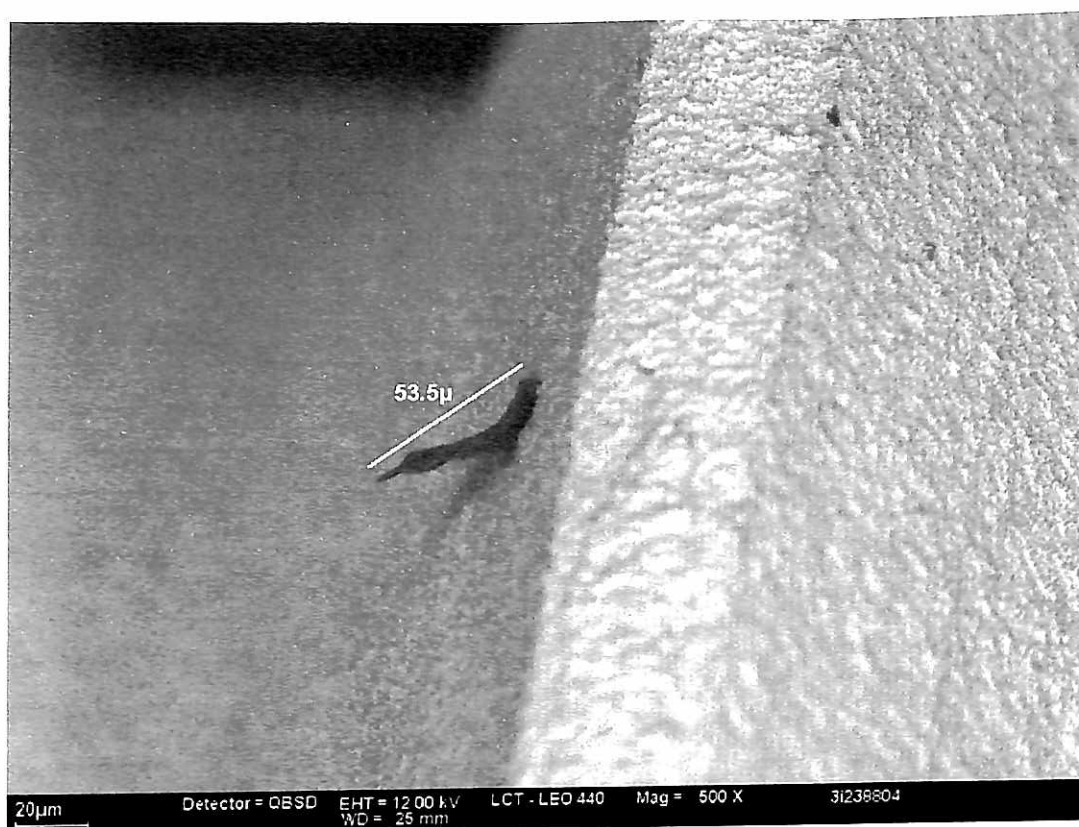


Fig 5.9 – Amostra 238804 (3i Implant Innovations) Tamanho da maior mancha.

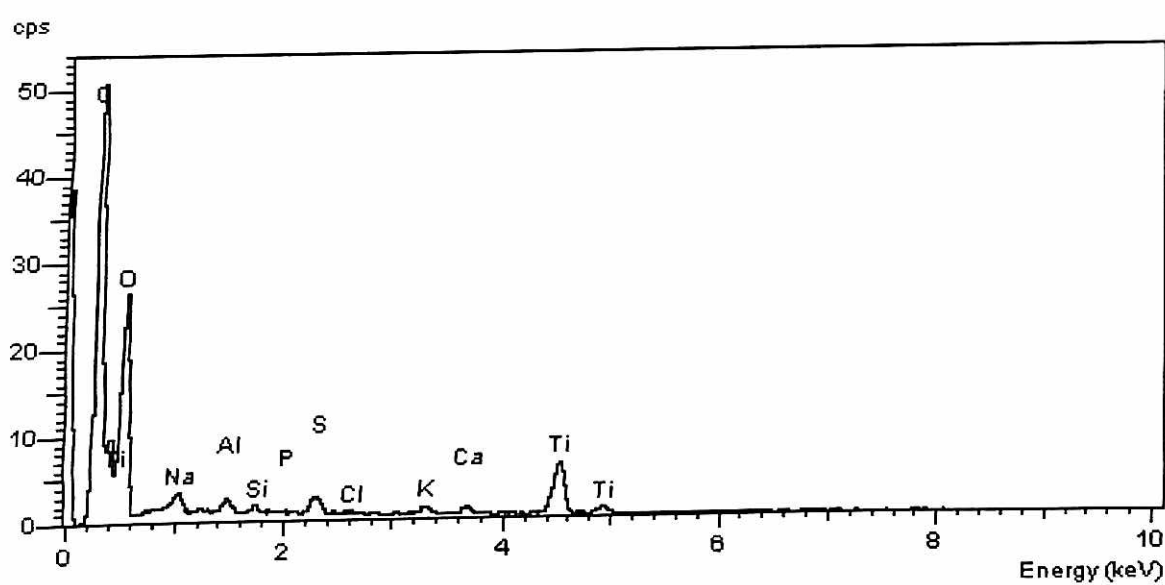


Gráfico 5.3: Amostra 238804 (3i Implant Inovation), composição da maior mancha

## 4 RESULTADOS

As Figuras de 5.1 a 5.39 apresentam, para cada marca comercial, as seguintes imagens obtidas no MEV durante o experimento: a) imagem da região coronal; b) imagem da região apical; c) imagem da maior mancha de contaminação encontrada no implante; d) espectro de microanálise por EDS da mancha apresentada. As imagens apresentadas têm caráter ilustrativo e referem-se a apenas um dos implantes analisados de cada marca comercial, entretanto, é importante lembrar que foram analisados três implantes de cada marca. Para algumas marcas comerciais, são apresentadas mais do que quatro figuras para esclarecer alguns aspectos do experimento (Fig 5.19 e Fig 5.20).

## 5.1 Implantes MkIII Ti Unite (Nobel Biocare)

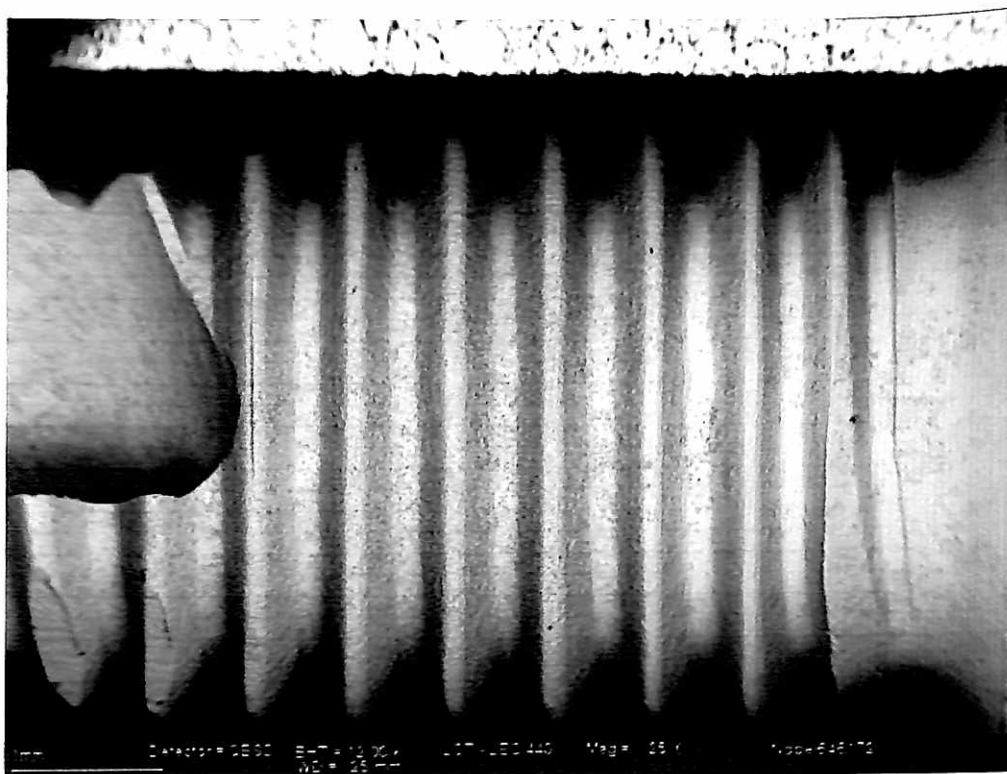


Fig 5.1 – Amostra 646172 (Nobel Biocare), quantidade de manchas de contaminações coronais.

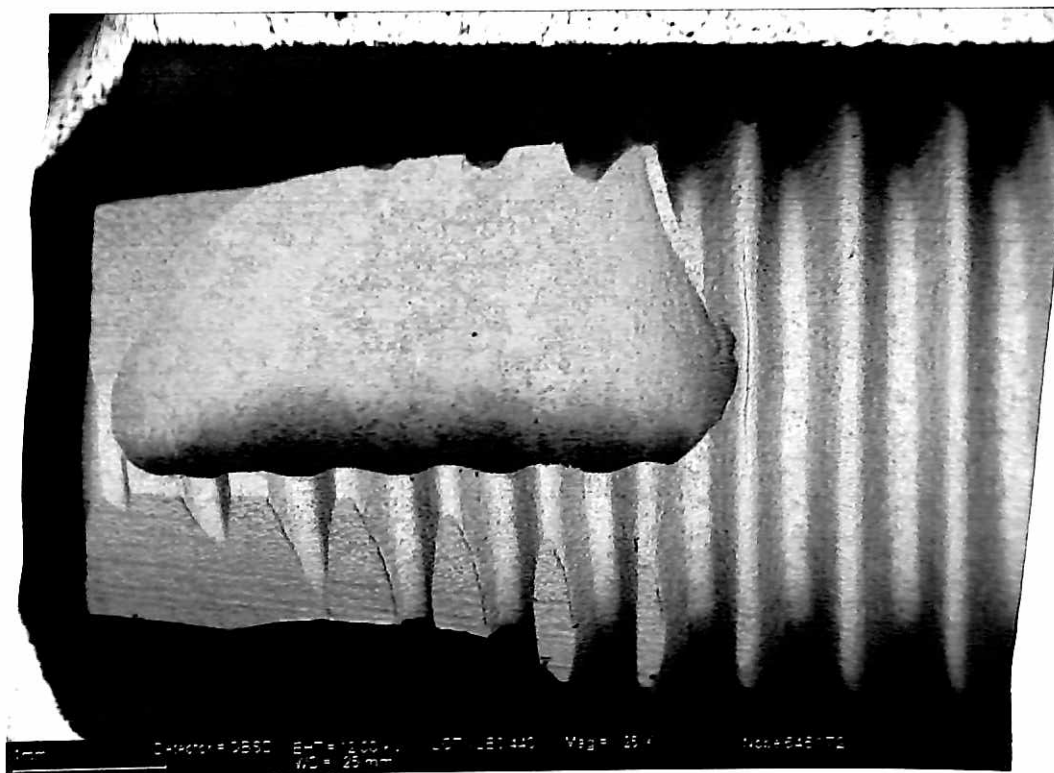


Fig. 5.2 – Amostra 646172 (Nobel Biocare), quantidade de manchas de contaminações apicais.



Fig. 5.3 – Amostra 646172 (Nobel Biocare), maior mancha

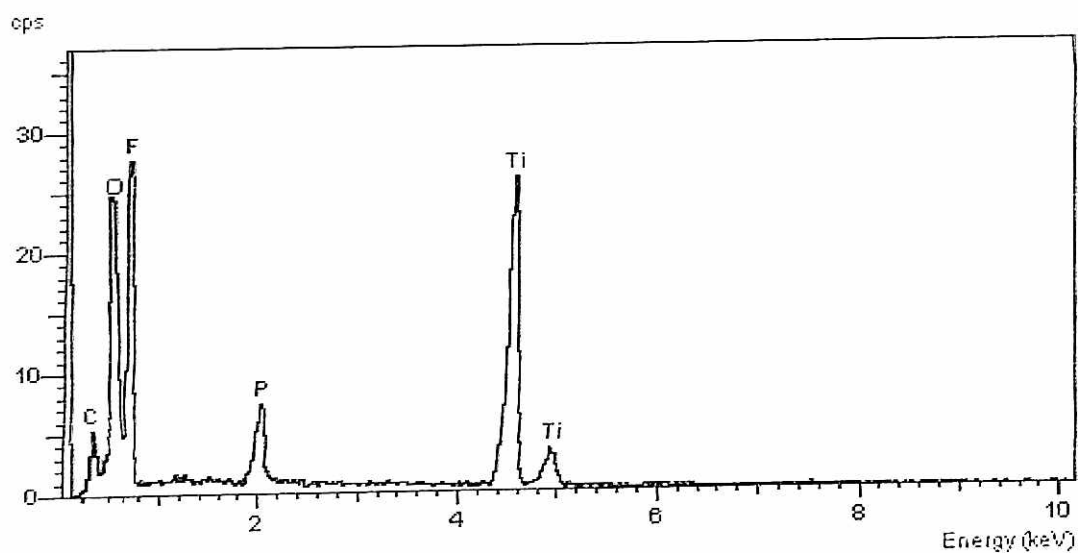


Gráfico 5.1: Amostra 646172 (Nobel biocare), composição da maior mancha

## 5.2 Implantes Implantes Restore – Lifecore Biomedical

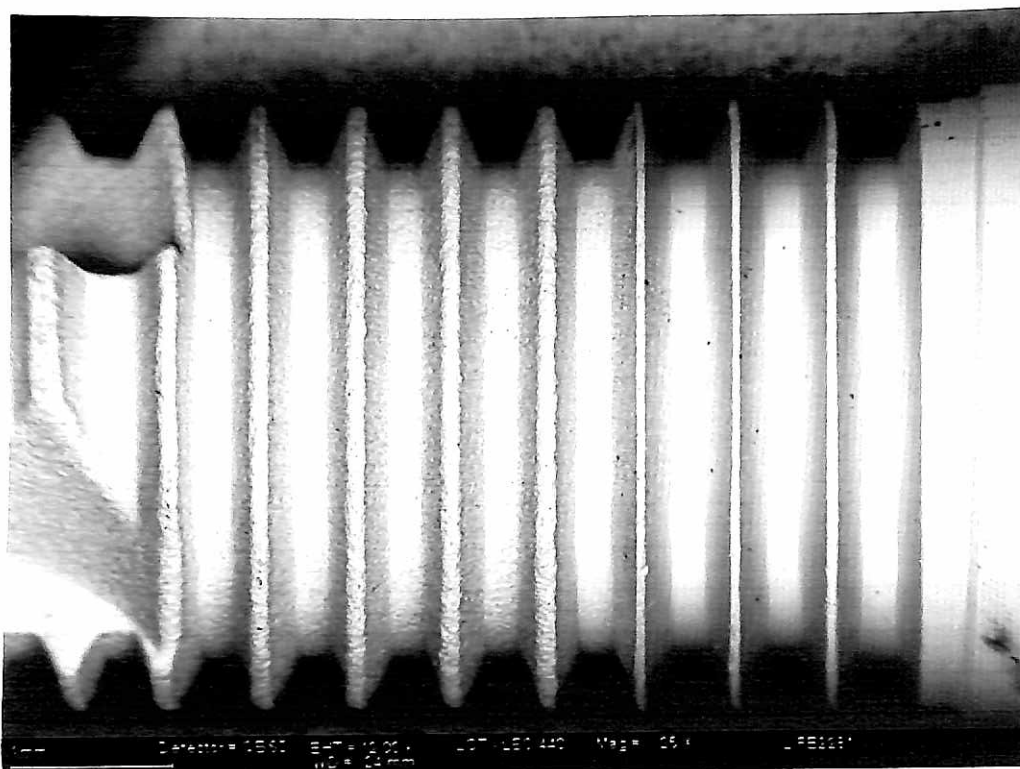


Fig 5.4 – Amostra 002281 (Lifecore), quantidade de manchas de contaminações coronais.

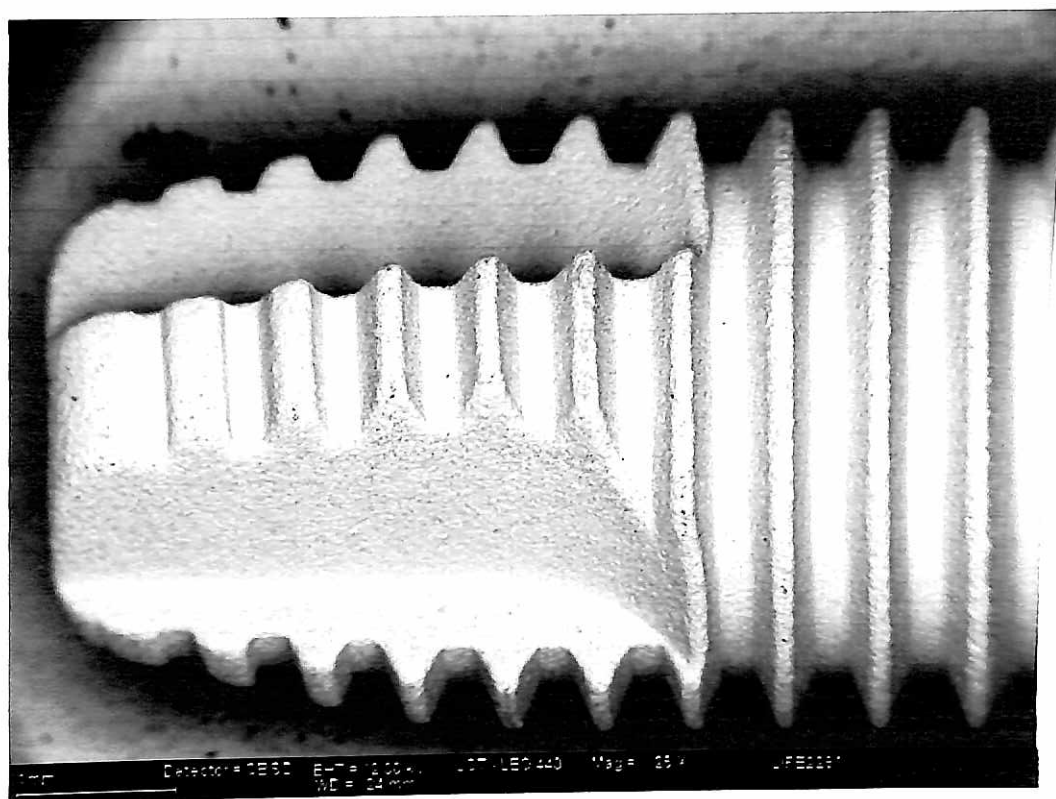


Fig. 5.5 – Amostra 002281 (Lifecore), quantidade de manchas de contaminações apicais.

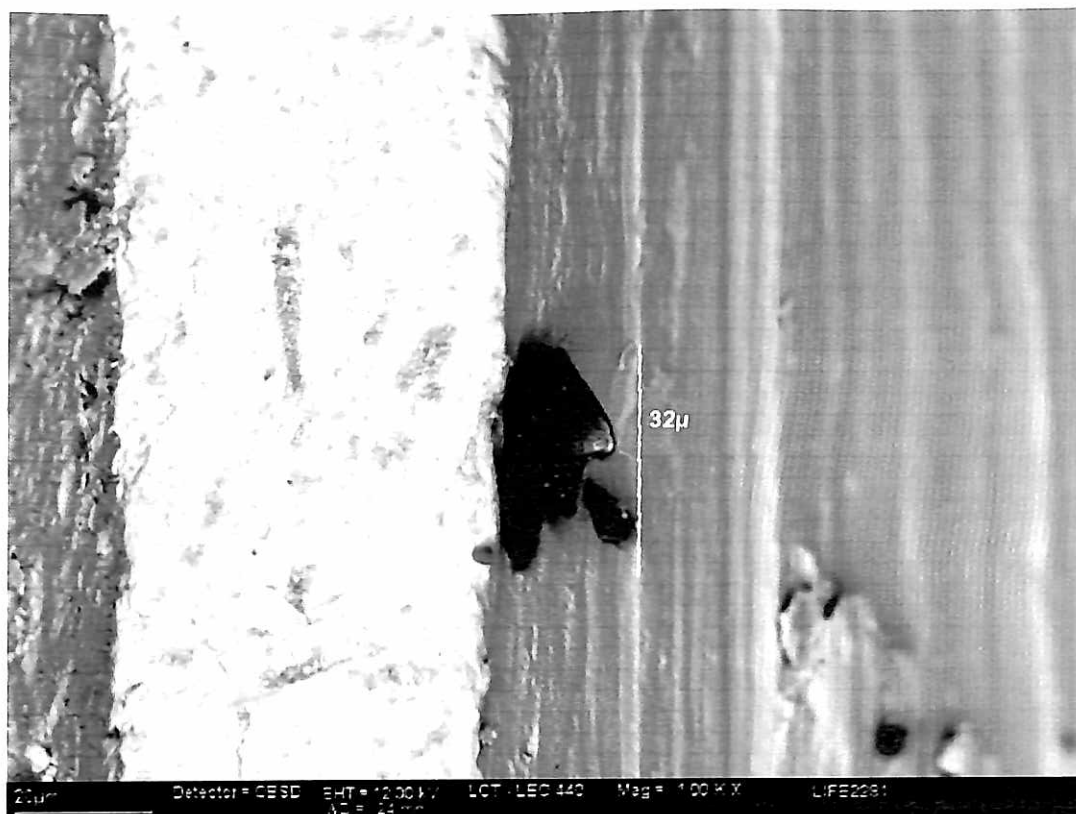


Fig. 5.6 – Amostra 002281 (Lifecore), maior mancha

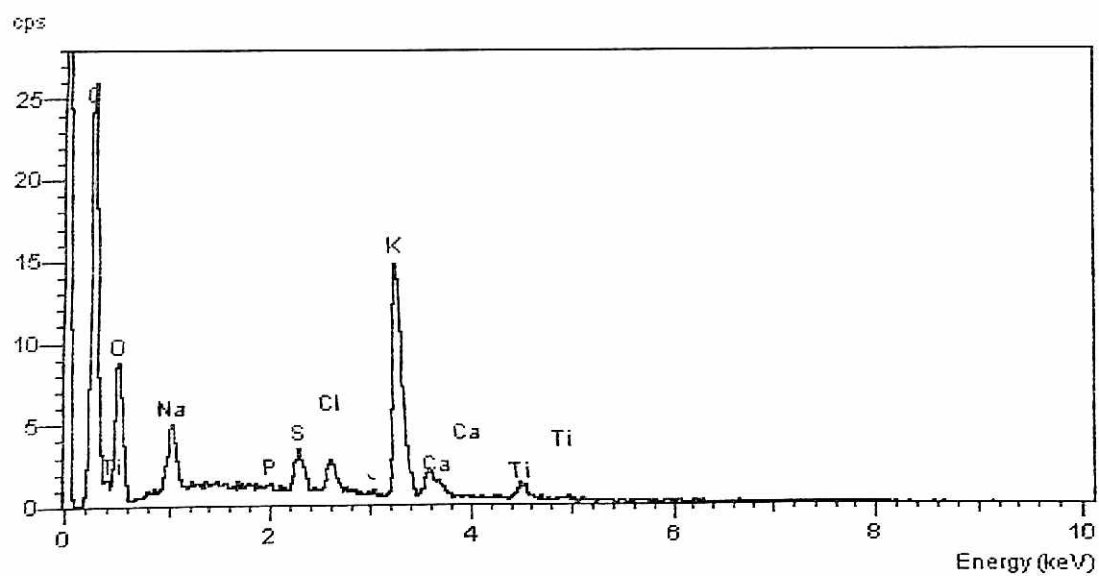


Gráfico 5.2: Amostra 002281 (Lifecore), composição da maior mancha

### 5.3 Implantes Osseotite (3i Implant Innovations, Inc.)

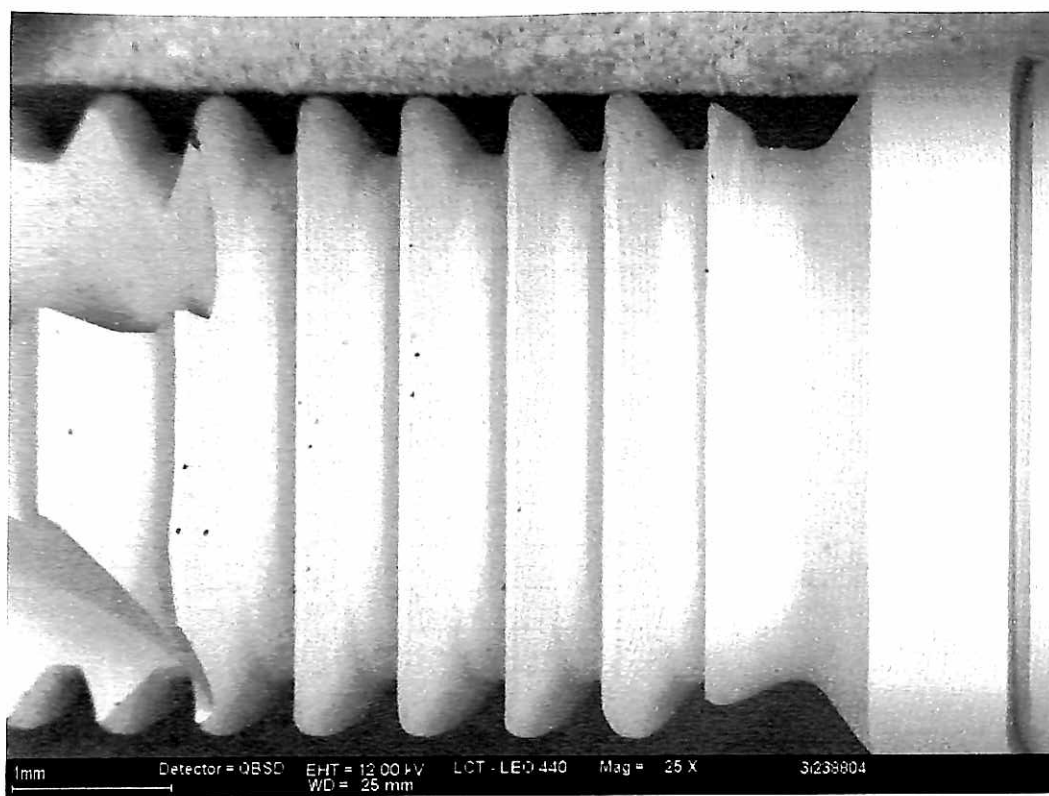


Fig 5.7 – Amostra 238804 (3i Implant Innovations), quantidade de manchas de contaminações coronais

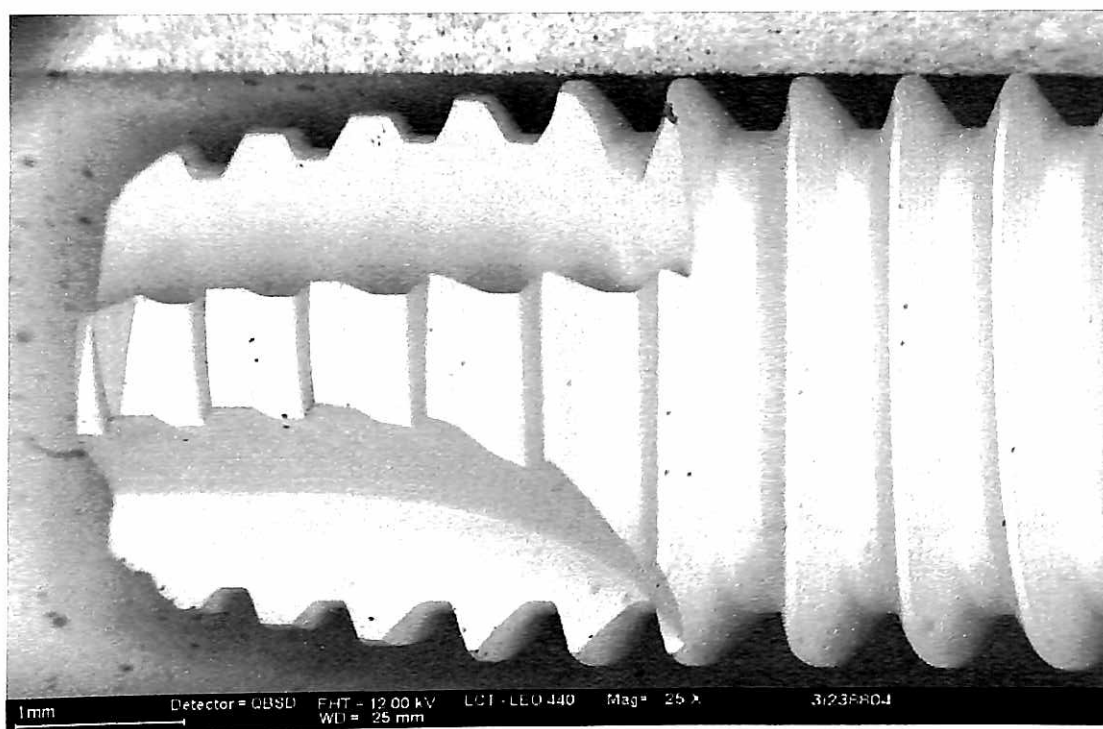


Fig 5.8 – Amostra 238804 (3i Implant Innovations), quantidade de manchas de contaminações apicais.

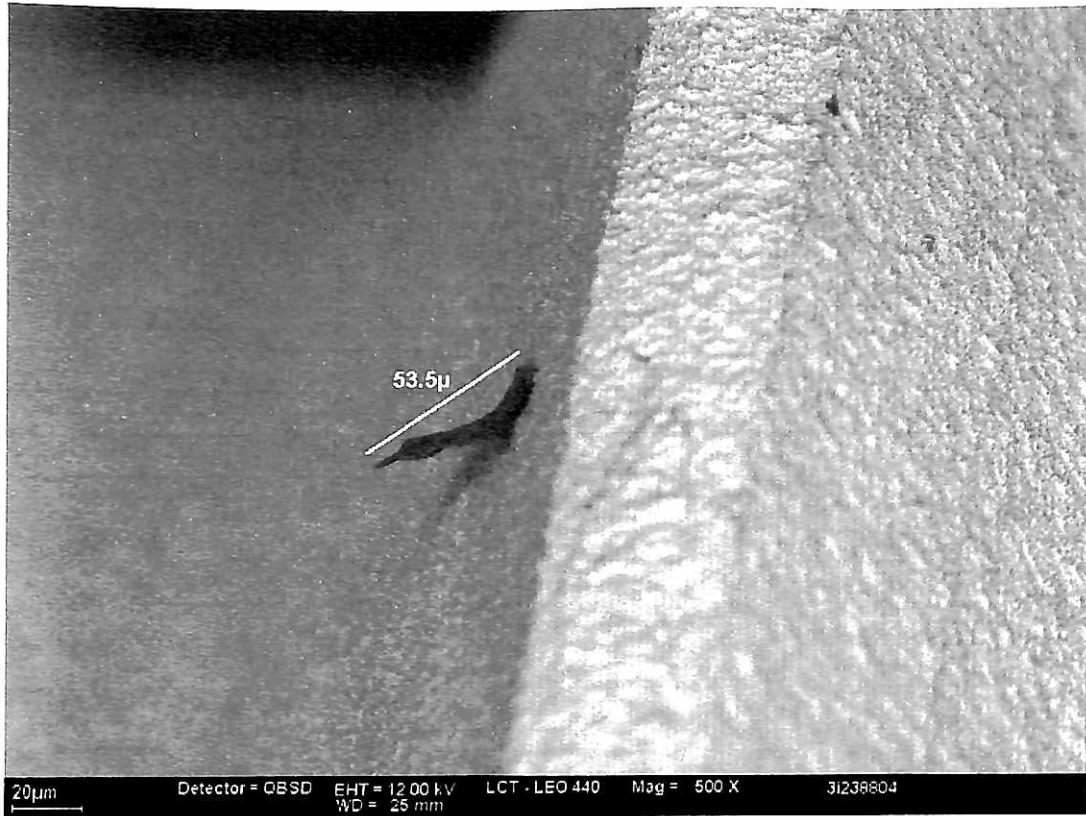


Fig 5.9 – Amostra 238804 (3i Implant Innovations) Tamanho da maior mancha.

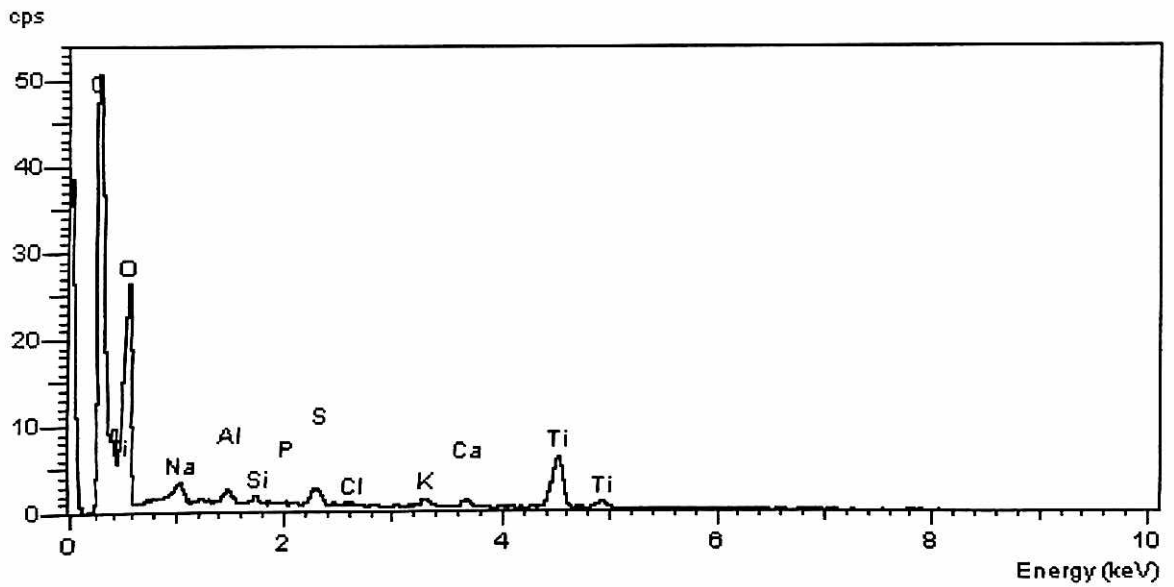


Gráfico 5.3: Amostra 238804 (3i Implant Inovation), composição da maior mancha

#### 5.4 Implantes Acid Etch Implant (Sterngold Implamed)

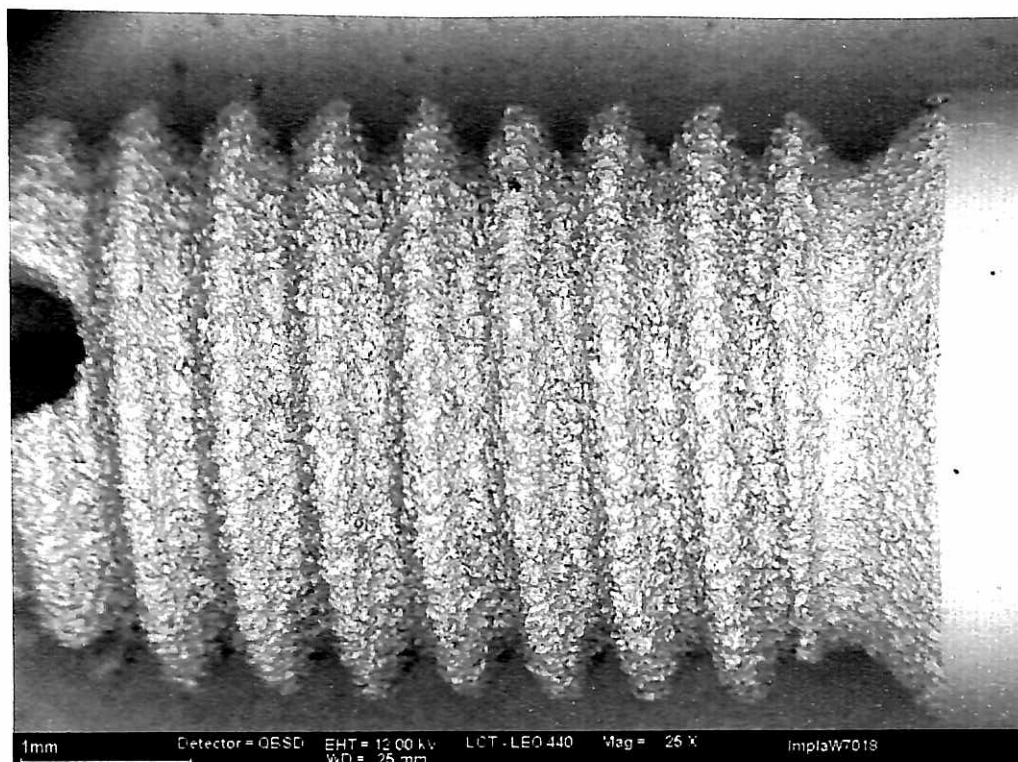


Fig 5.10 – amostra W7018 (Implamed), quantidade de manchas de contaminações coronais.

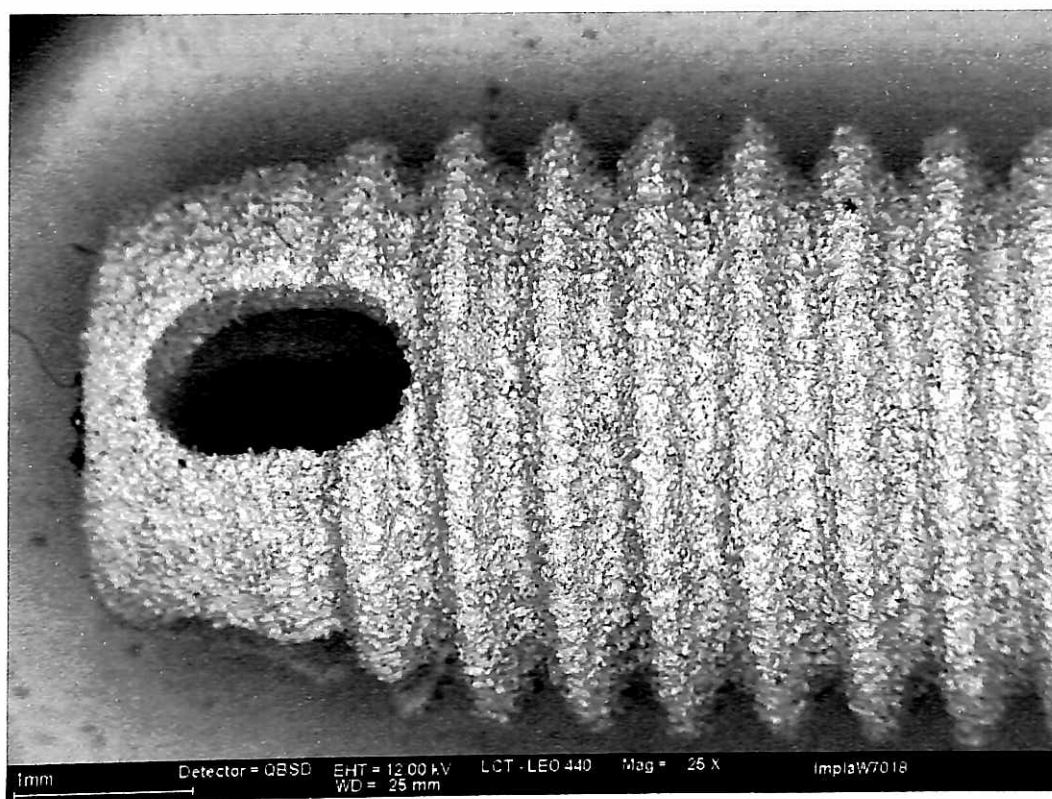


Fig. 5.11 – Amostra W7018 (Implamed), quantidade de manchas de contaminações apicais.

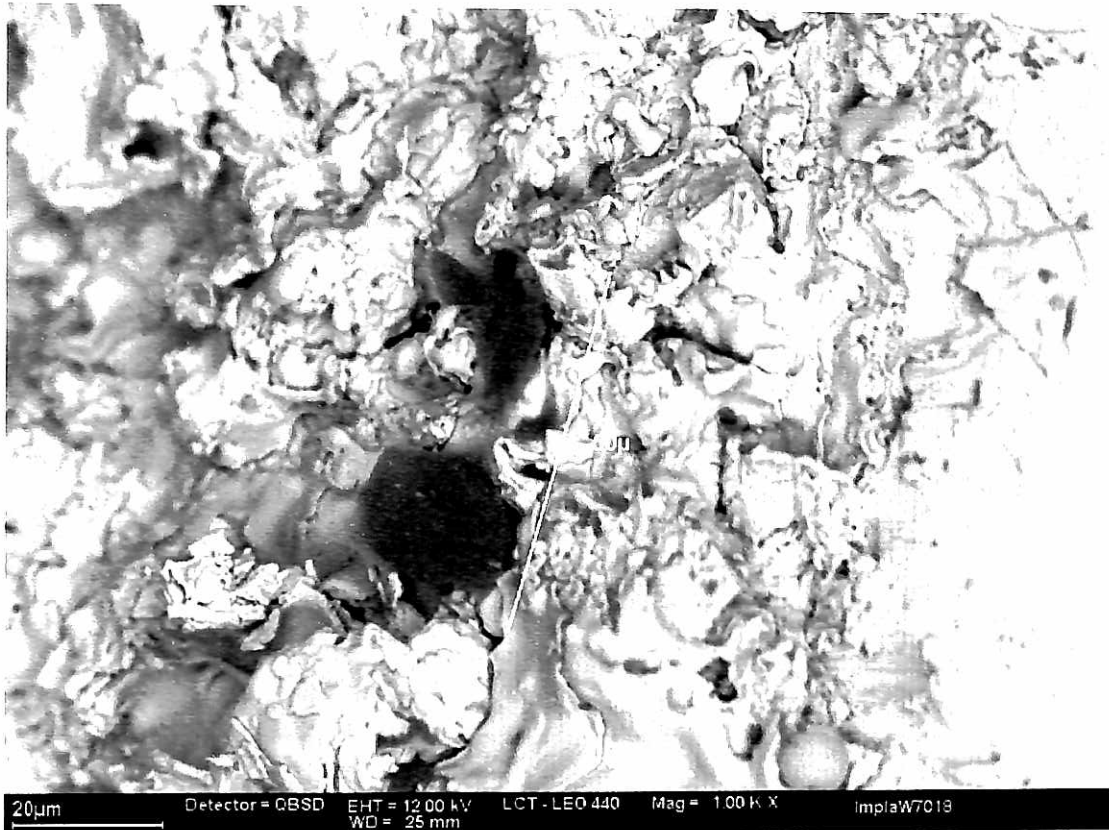


Fig. 5.12 – Amostra W7018 (Implamed), maior mancha

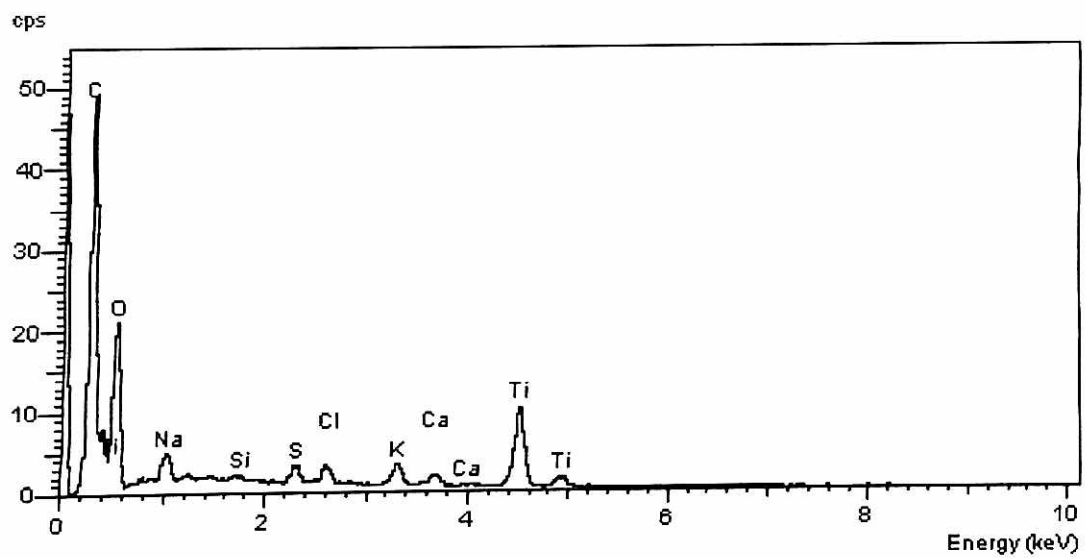
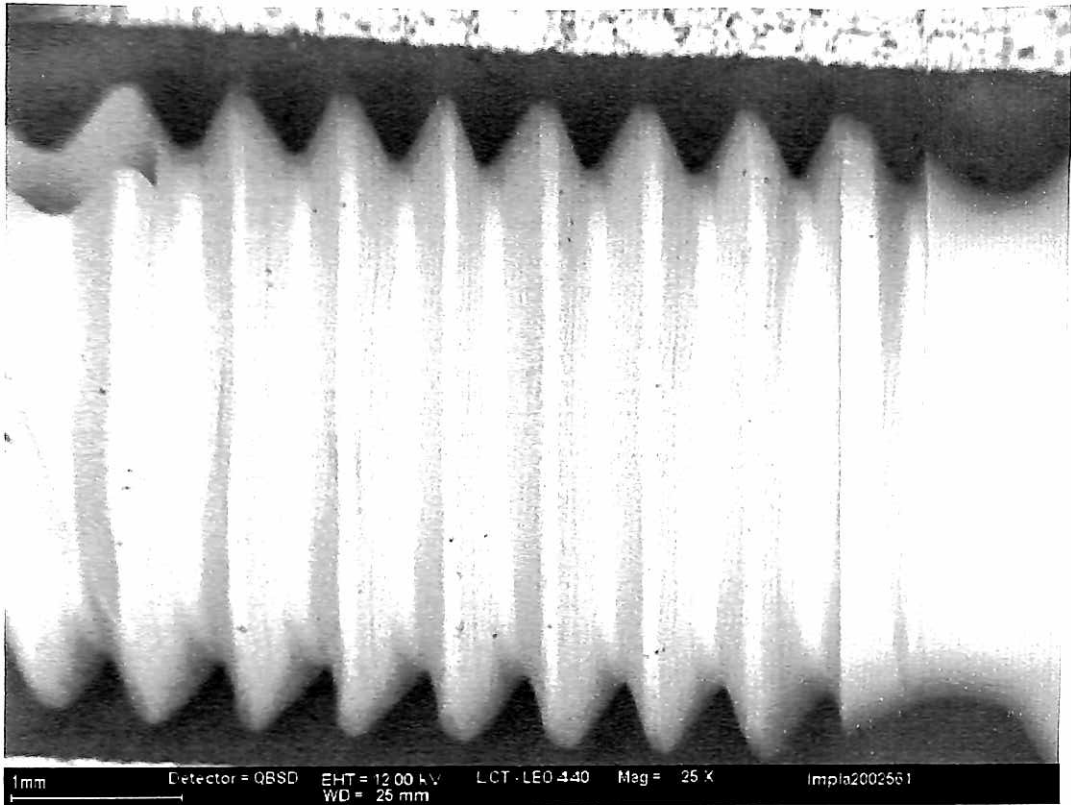
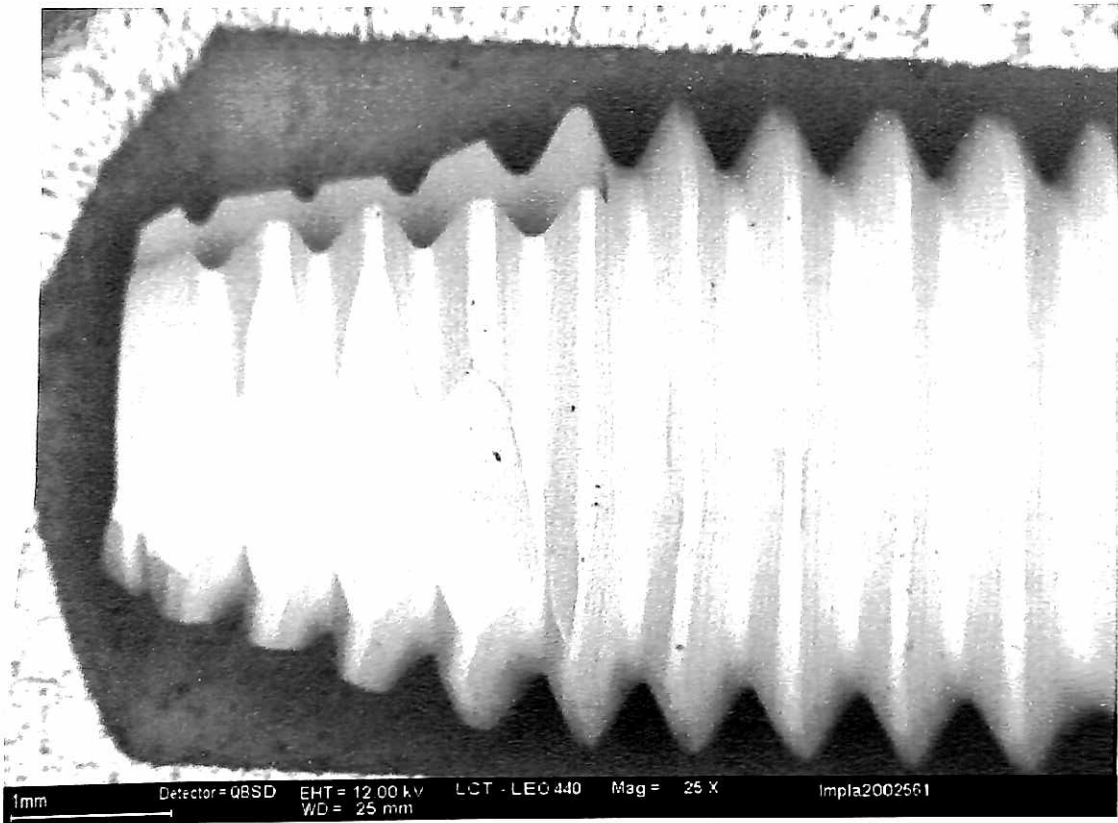


Gráfico 5.4 Amostra W7018 (Implamed), composição da maior mancha



**Fig 5.13 – Amostra 2002561 (Implamed), quantidade de manchas de contaminações coronais.**



**Fig. 5.14 – Amostra 2002561 (Implamed), quantidade de manchas de contaminações apicais.**



Fig. 5.15 – Amostra 2002561 (Implamed), maior mancha

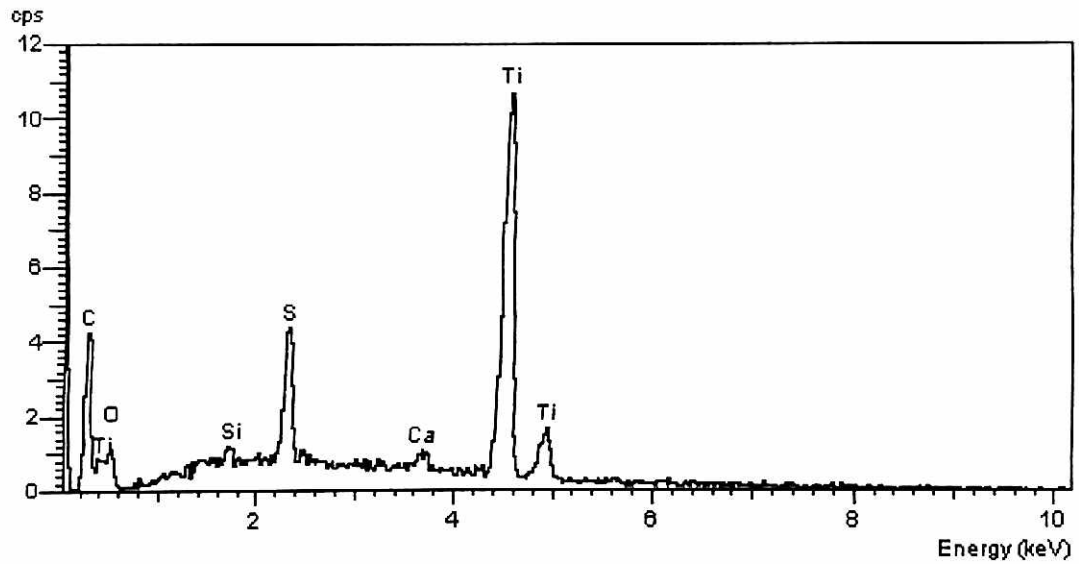


Gráfico 5.5 Amostra 2002561 (Implamed), composição da maior mancha

### 5.5 Implantes Implante Bio Super Self-Tapping (Globtek Implant System)

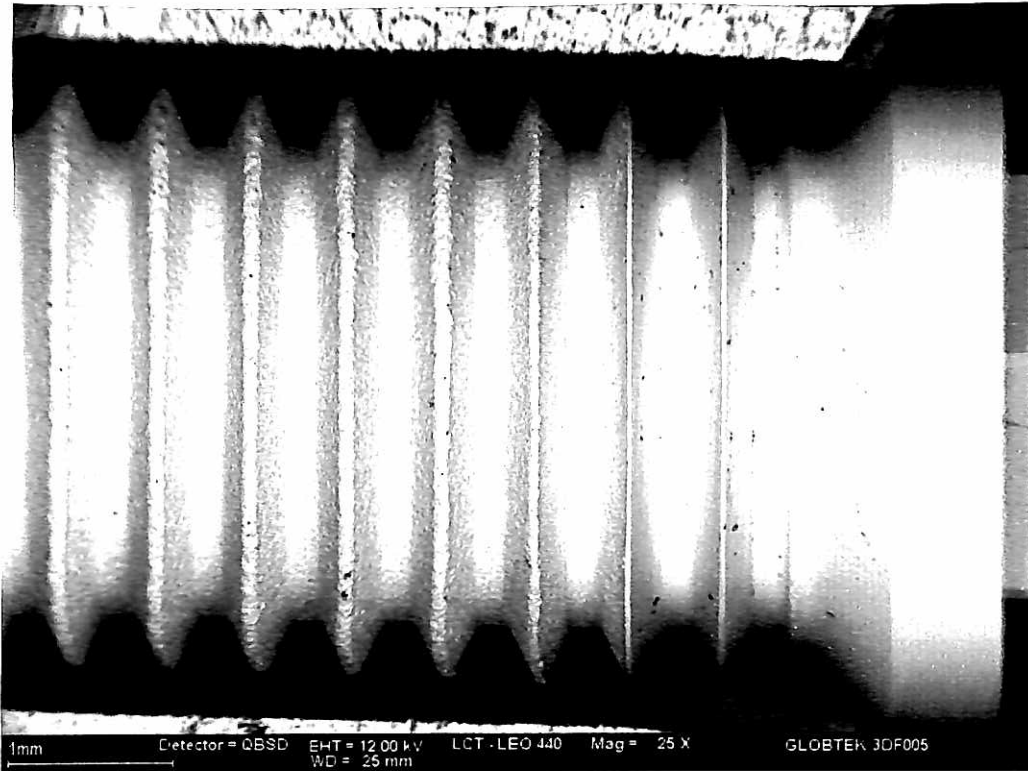


Fig 5.16 – Amostra 3DF005 (Globtek), quantidade de manchas de contaminações coronais.

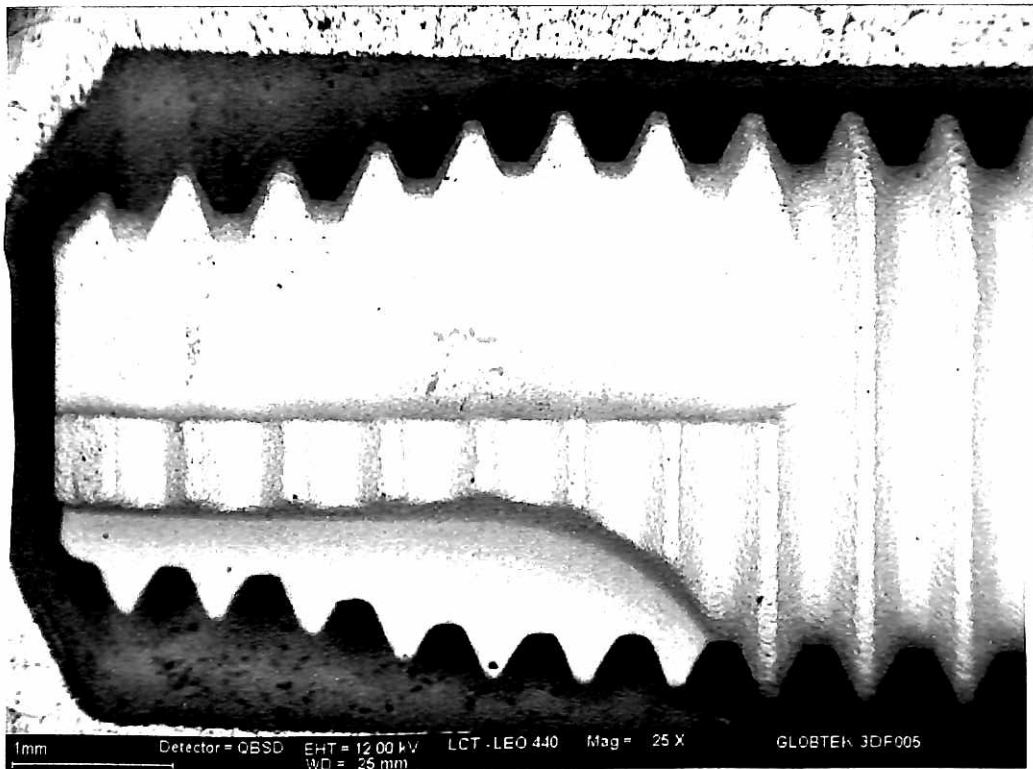


Fig. 5.17 – Amostra 3DF005 (Globtek), quantidade de manchas de contaminações apicais.

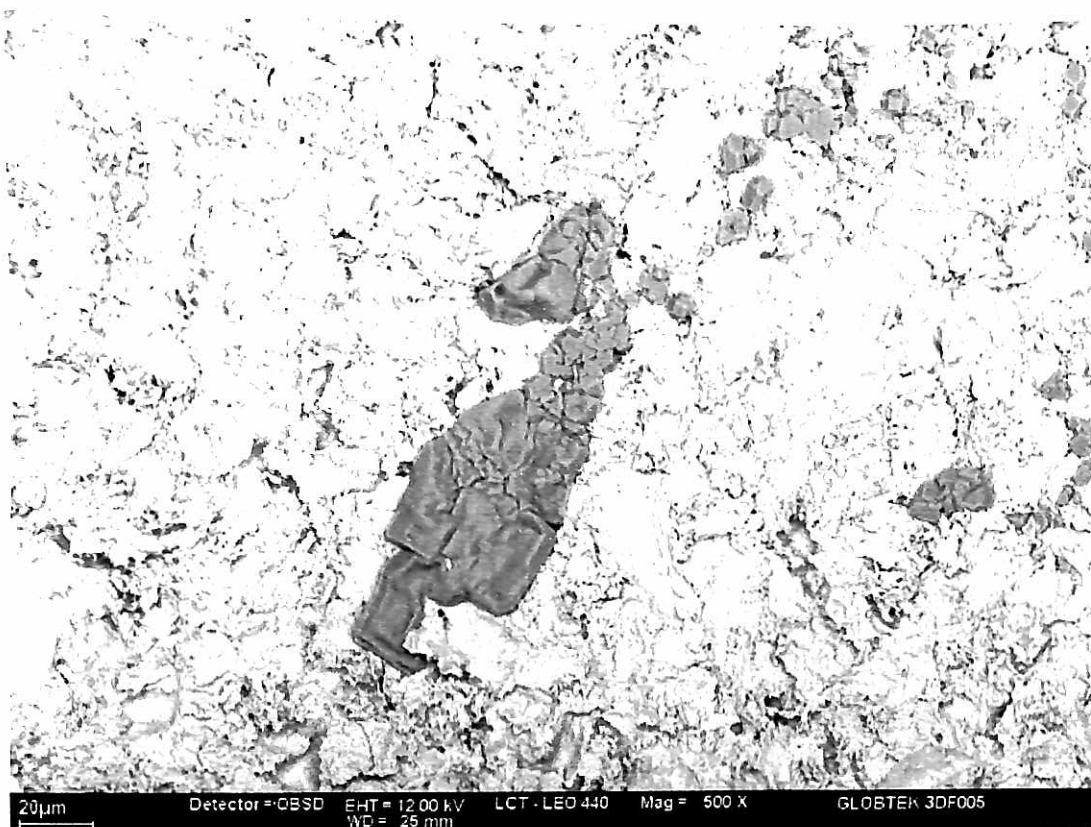


Fig. 5.18 – Amostra 3DF005 (Globtek), maior mancha

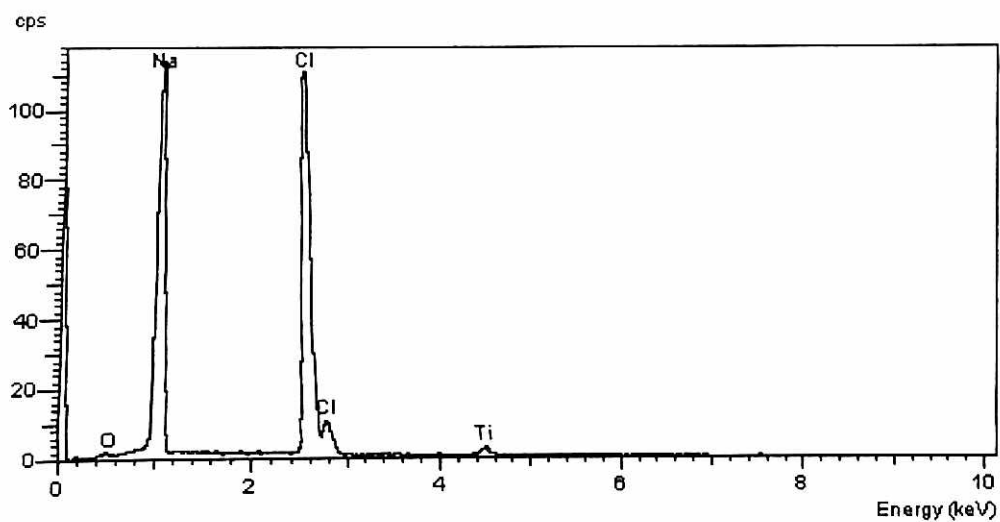


Gráfico 5.6 Amostra 3DF005 (Globtek), composição da maior mancha

## 5.6 Implantes Máster Porous - Conexão

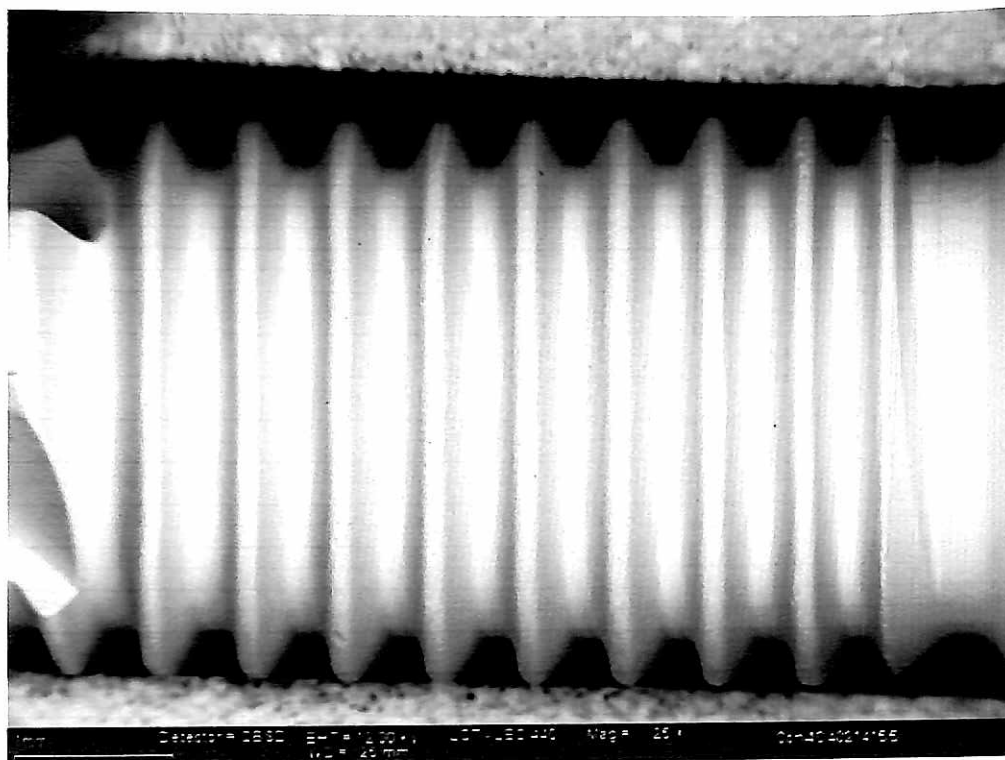


Fig 5.19 – Amostra 4040214155 (Conexão), quantidade de manchas de contaminações coronais.

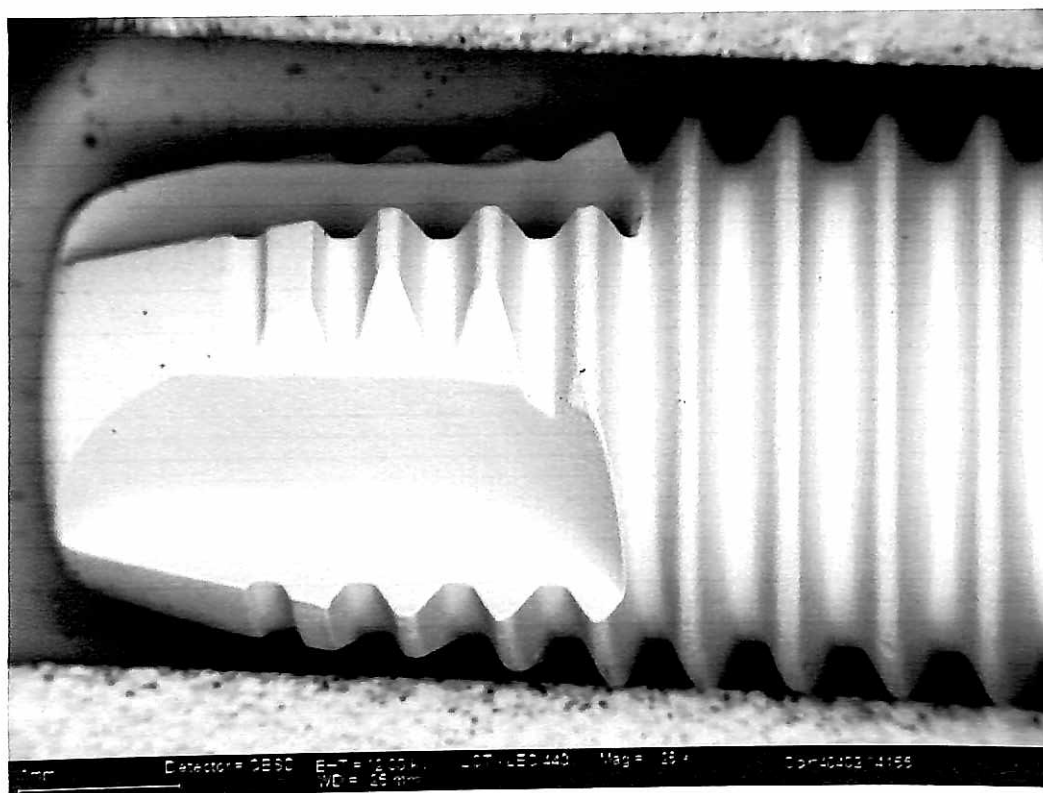


Fig. 5.20 – Amostra 4040214155 (Conexão), quantidade de manchas de contaminações apicais.

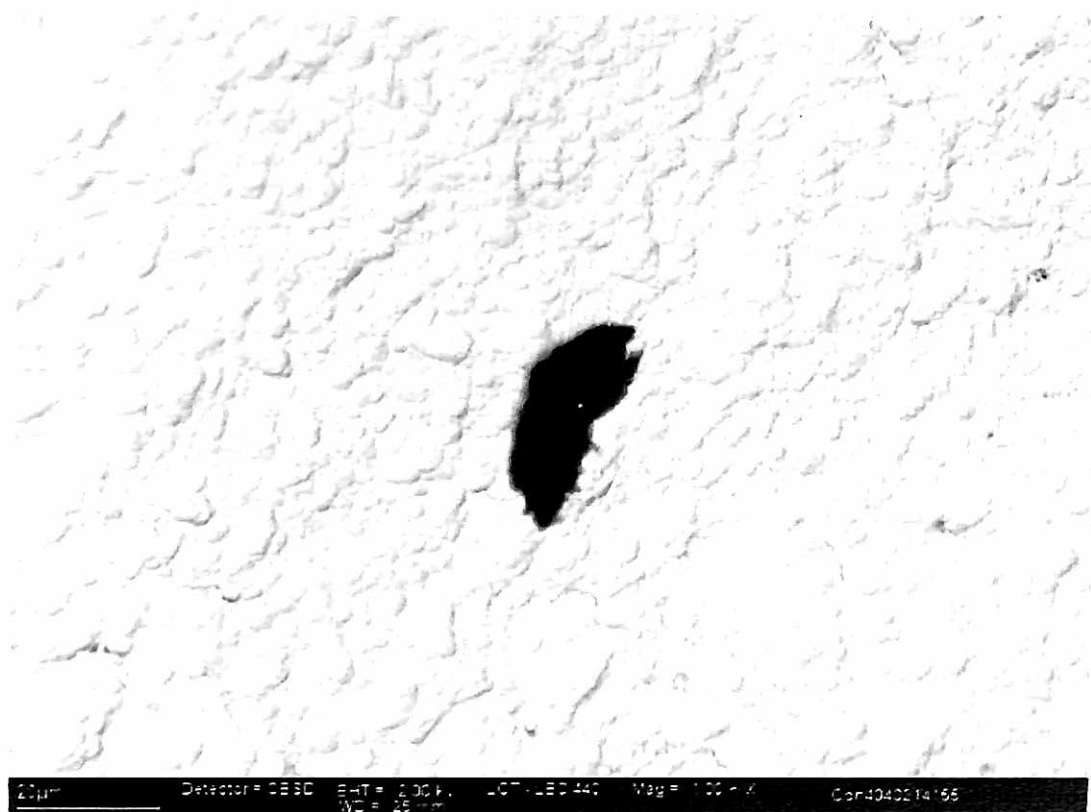


Fig. 5.21 – Amostra 4040214155 (Conexão), maior mancha

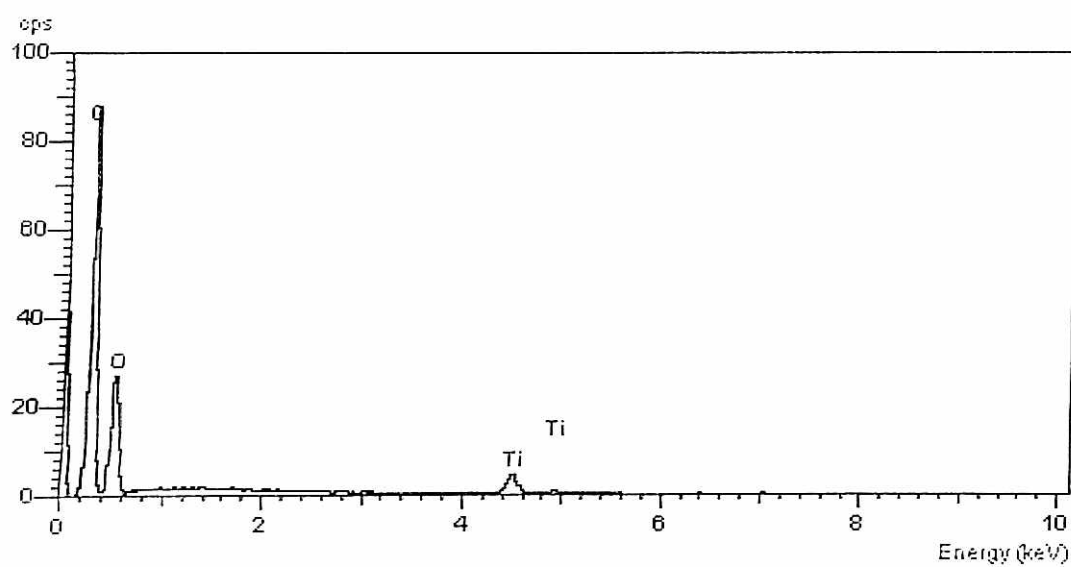


Gráfico 5.7 Amostra 4040214155 (Conexão), composição da maior mancha

### 5.7 Implantes Titamax Poros (Neodent Implantes Osteointegráveis)

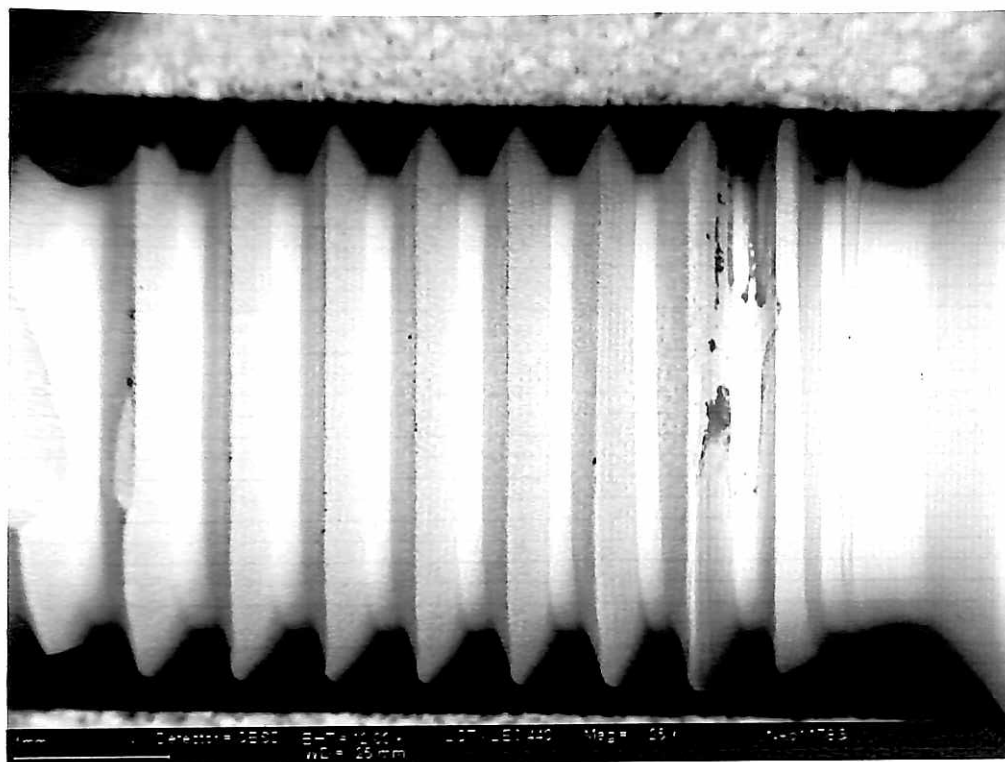


Fig 5.22 – Amostra 11783-100304 (Neodent), quantidade de manchas de contaminações coronais.

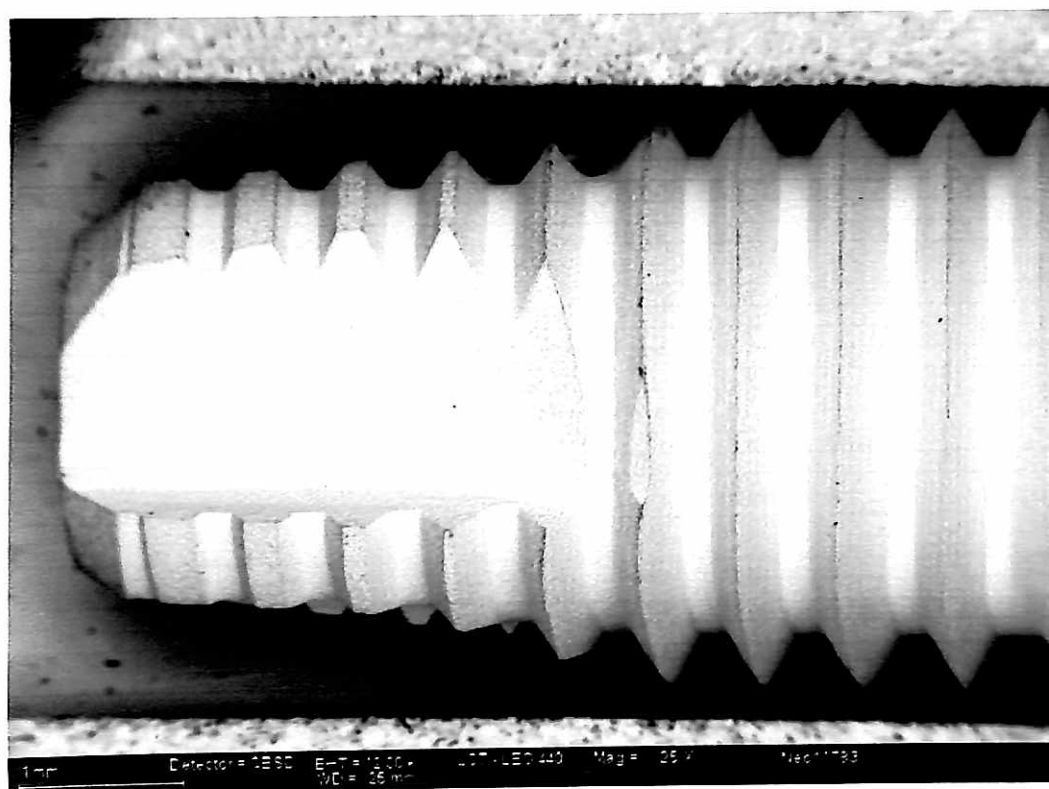


Fig. 5.23 – Amostra 11783-100304 (Neodent), quantidade de manchas de contaminações apicais.

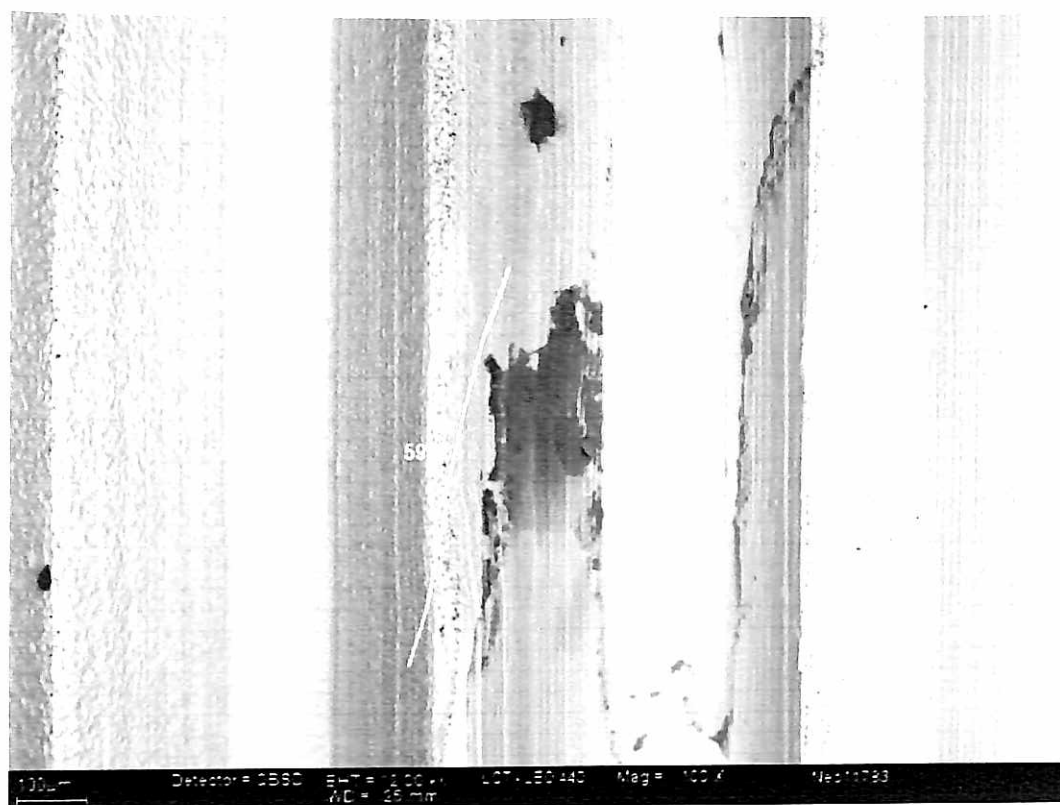


Fig. 5.24 – Amostra 11783-100304 (Neodent), maior mancha

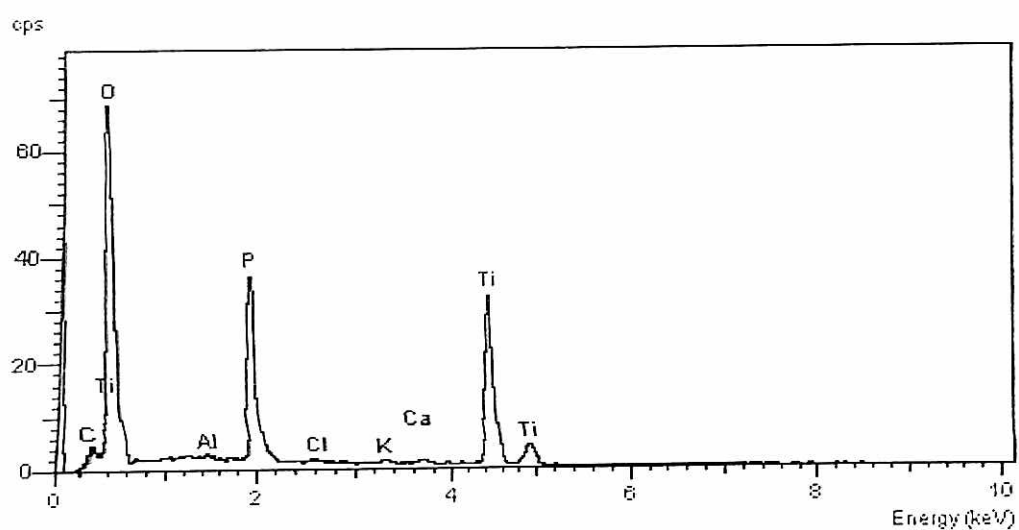


Gráfico 5.8 Amostra 11783-100304 (Neodent), composição da maior mancha

## 5.8 Implantes Superfície ativada SIN (Sistema de Implantes Nacionais)

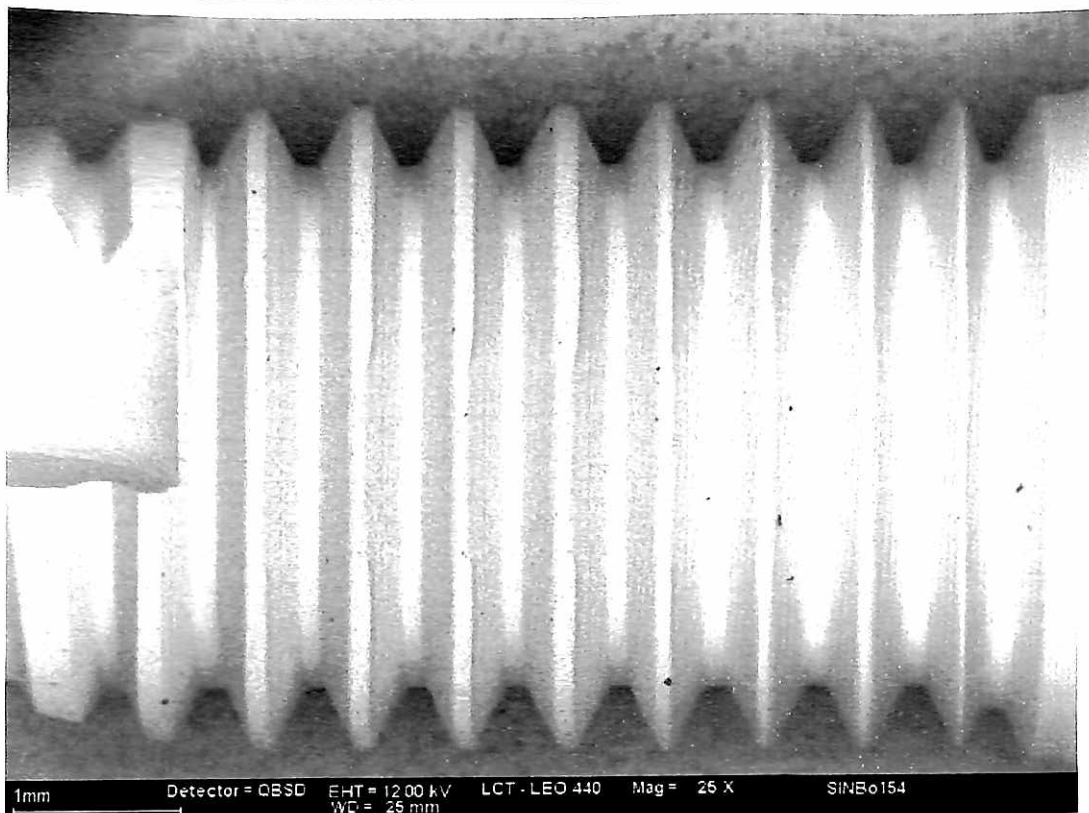


Fig 5.25 – Amostra Bo154 (SIN), quantidade de manchas de contaminações coronais.

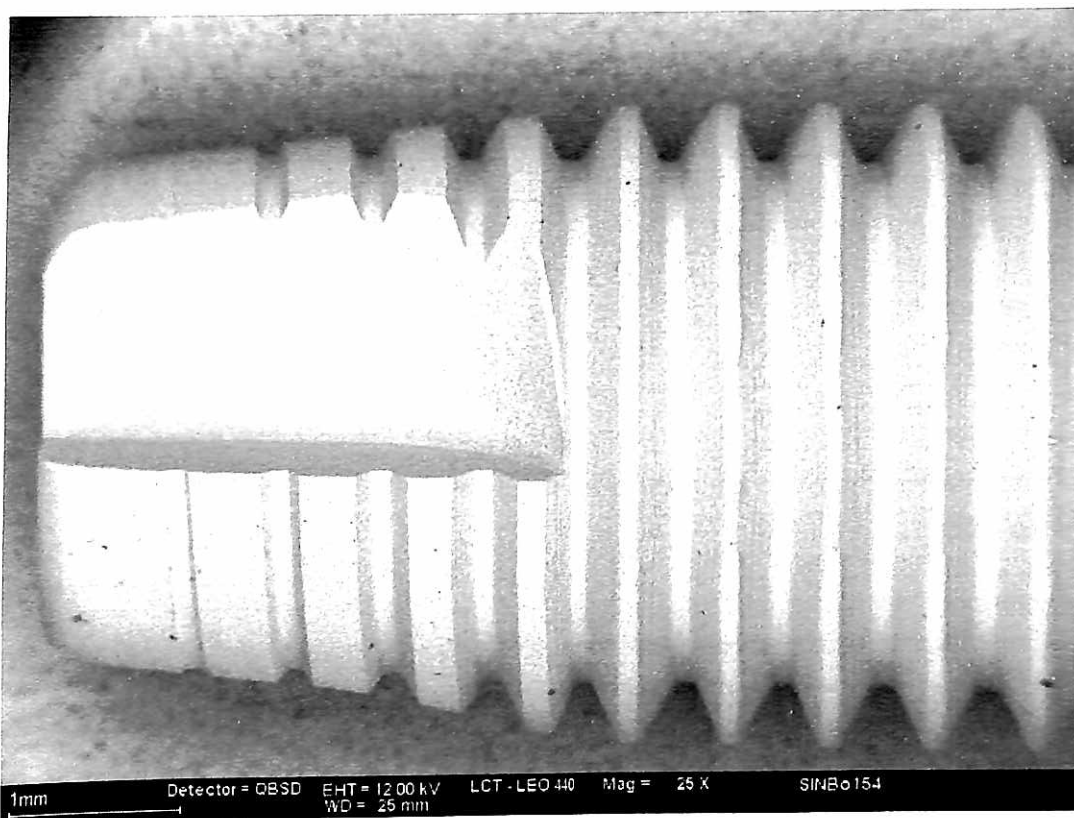


Fig. 5.26 – Amostra Bo154 (SIN), quantidade de manchas de contaminações apicais.

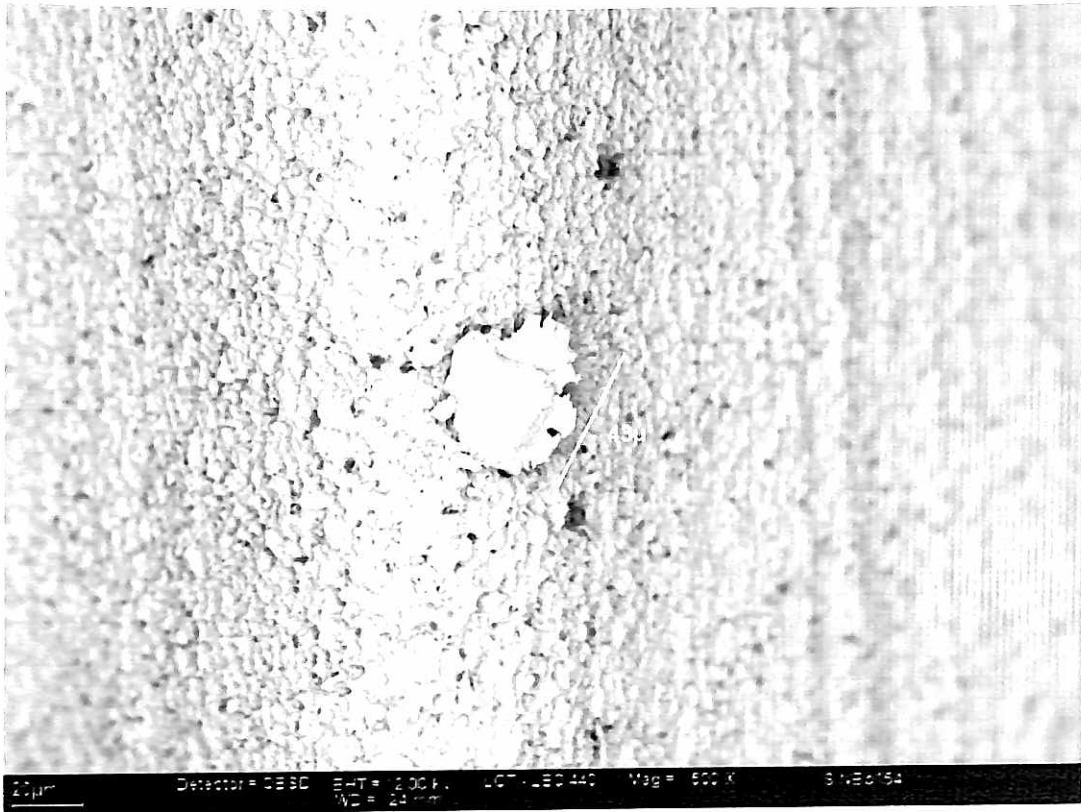


Fig. 5.27 – Amostra Bo154 (SIN), maior mancha

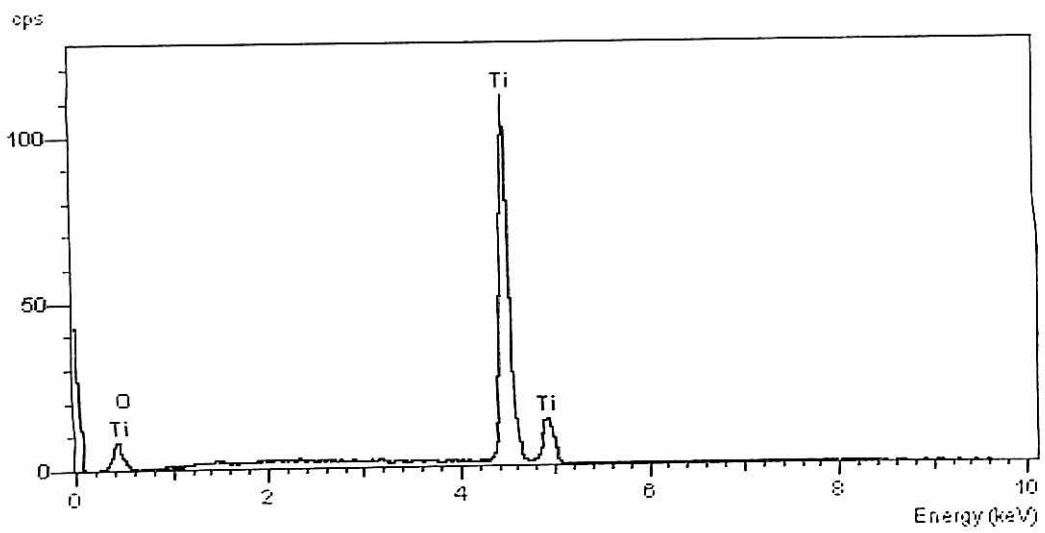


Gráfico 5.9 Amostra Bo154 (SIN), composição da maior mancha

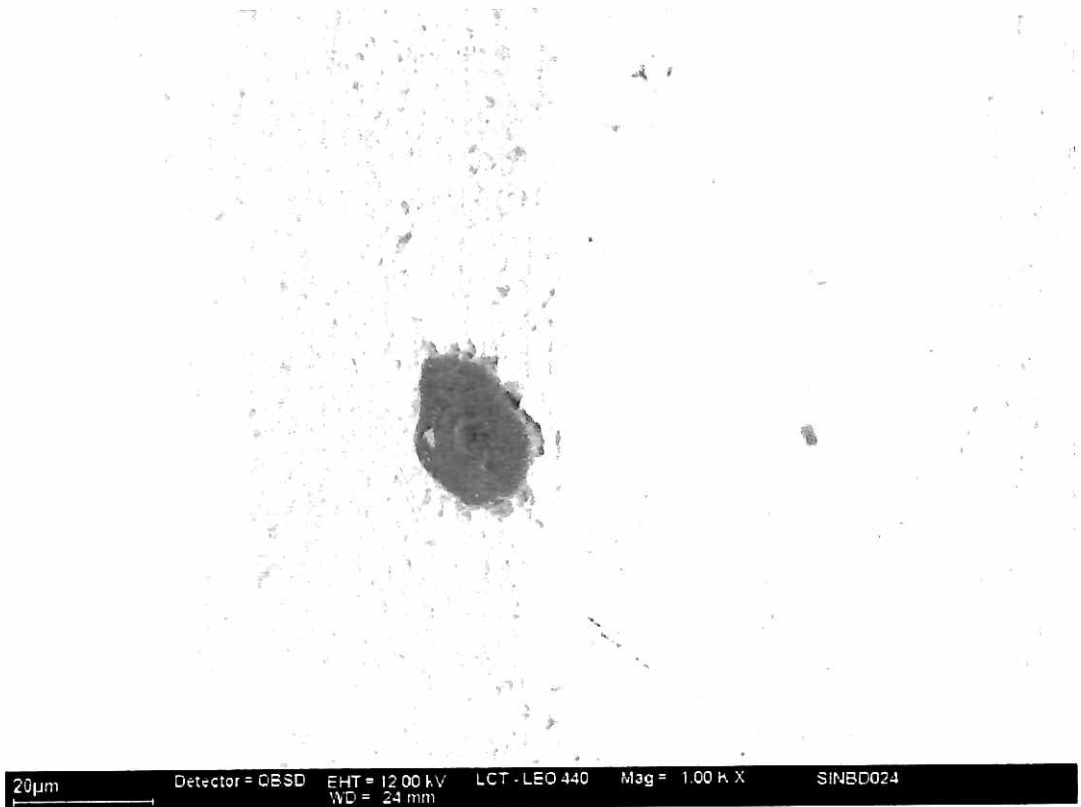


Fig. 5.28 – Amostra BD024 (SIN), maior mancha

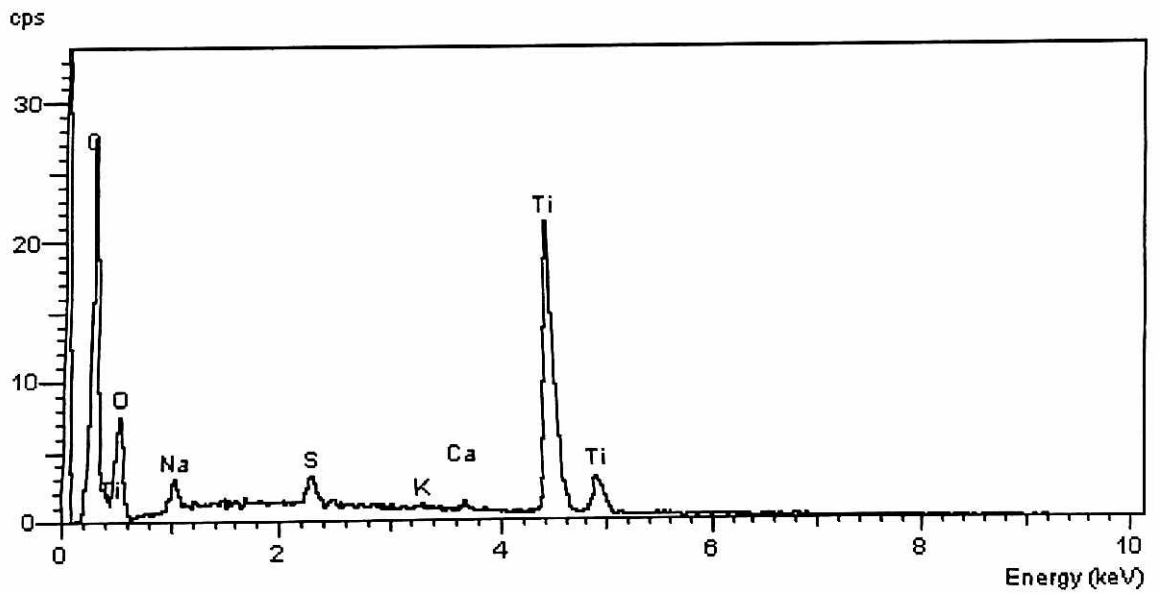


Gráfico 5.10 Amostra BD024 (SIN), composição da maior mancha

A Tabela 5.1 e o Gráfico 5.11 apresentam os valores individuais e as médias do número de manchas de contaminação por  $\text{mm}^2$  em função das marcas comerciais avaliadas. Os implantes da marca Globtek apresentaram média estatisticamente maior do que as médias de todas as outras marcas, as quais foram estatisticamente semelhantes. Entretanto, os implantes das marcas Nobel e 3i tenderam a apresentar um número de manchas inferior ao das outras marcas comerciais.

A Tabela 5.2 e o Gráfico 5.12 apresentam os valores individuais e as médias de tamanho das manchas de contaminação em função da marca comercial. Nota-se que o implante Neodent apresentou uma média de tamanho de mancha ( $522,3 \mu\text{m}$ ) significativamente maior do que as médias das outras marcas, as quais foram estatisticamente semelhantes. As marcas de implantes SIN, Conexão e Lifecor tenderam a apresentaram médias de tamanho de mancha menores em relação aos outros implantes, com tamanhos média respectivamente de  $34,3$ ;  $41,3$  e  $44,7 \mu\text{m}$ .

Na distribuição dos elementos químicos nas manchas das diferentes marcas comerciais, obtida a partir da análise por EDS, foi verificado que todas as manchas são compostas em sua maior parte por Carbono e Oxigênio. Os Gráficos de 5.14 a 5.27 mostram a concentração de cada elemento químico na mancha de contaminação em função da marca comercial. Esses resultados mostraram que houve diferenças entre as composições das manchas de contaminação encontradas nas diferentes marcas comerciais.

Tabela 5.1 – Valores individuais (n=3), médias e desvio padrão do número de manchas de contaminação por mm<sup>2</sup> em função da marca comercial. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes (p>0,05).

Repetição	Marca comercial							
	Nobel	Life	3i	Implamed	Globtek	Conexão	Neodent	SIN
1	0,7	0,8	1,2	1,4	6,1	0,6	0,8	0,7
2	0,3	0,9	0,4	1,1	2,9	0,5	3,2	1,0
3	0,4	1,0	0,8	1,6	4,8	3,8	1,0	2,0
Média	<b>0,5 b</b>	<b>0,9 b</b>	<b>0,8 b</b>	<b>1,4 b</b>	<b>4,6 a</b>	<b>1,6 b</b>	<b>1,7 b</b>	<b>1,2 b</b>
Desvio-padrão	0,2	0,1	0,4	0,3	1,7	1,9	1,3	0,7

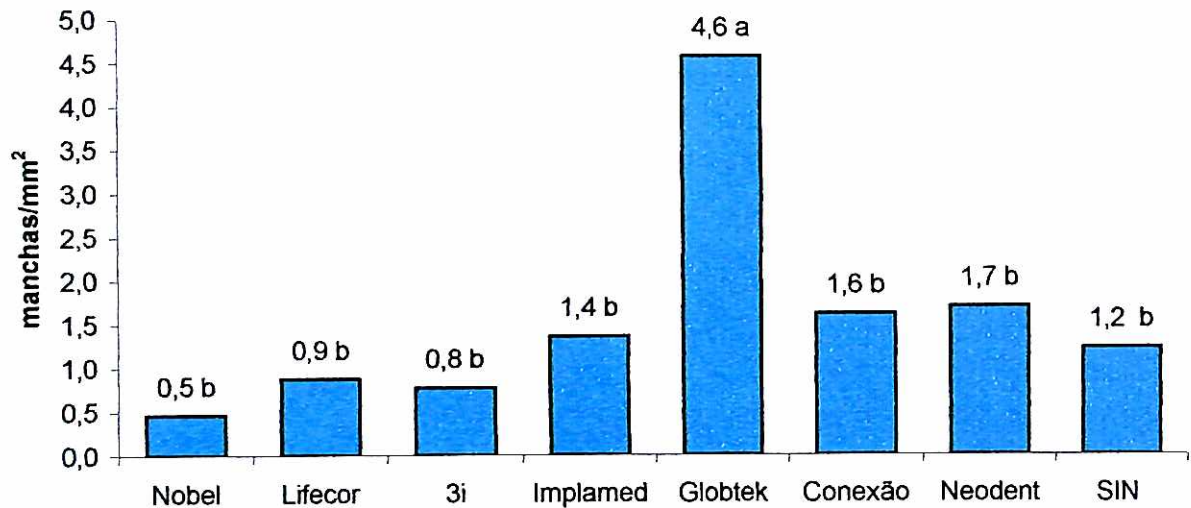


Gráfico 5.11 – Médias de número de manchas de contaminantes por mm<sup>2</sup> em função da marca comercial. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes (p>0,05).

Tabela 5.2 – Valores individuais (n=3), médias e desvio padrão do tamanho das manchas de contaminação (em  $\mu\text{m}$ ) em função da marca comercial. Valores seguidos da mesma letra são estatisticamente semelhantes ( $p>0,05$ ).

Repetição	Marca comercial							
	Nobel	Life	3i	Implamed	Globtek	Conexão	Neodent	SIN
1	329	57	53	65	42	28	590	38
2	78	45	340	50	93	30	662	43
3	34	32	32	75	139	66	315	22
Média	147,0 b	44,7 b	141,7 b	63,3 b	91,3 b	41,3 b	522,3 a	34,3 b
Desvio-padrão	159,1	12,5	172,1	12,6	48,5	21,4	183,1	11,0

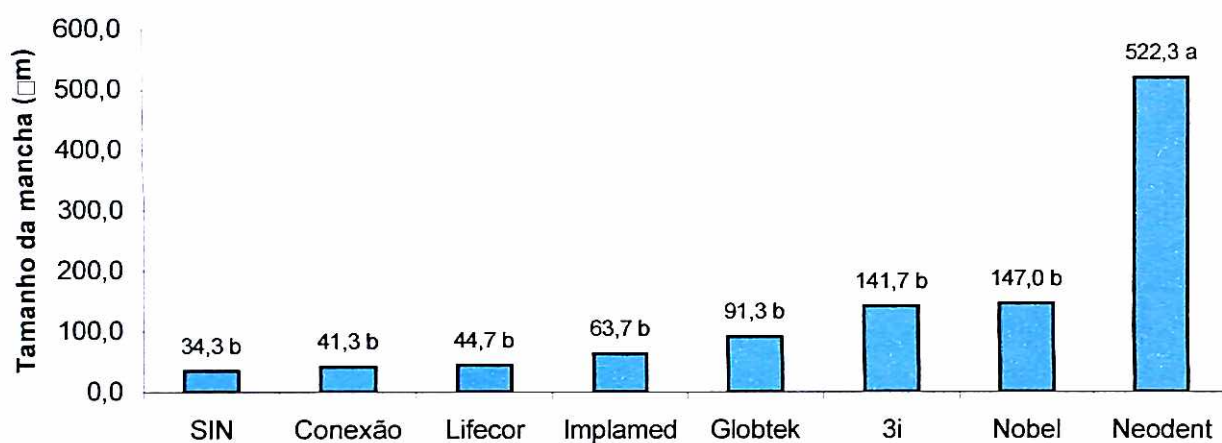


Gráfico 5.12 – Tamanho médio da mancha de contaminação em função da marca comercial.

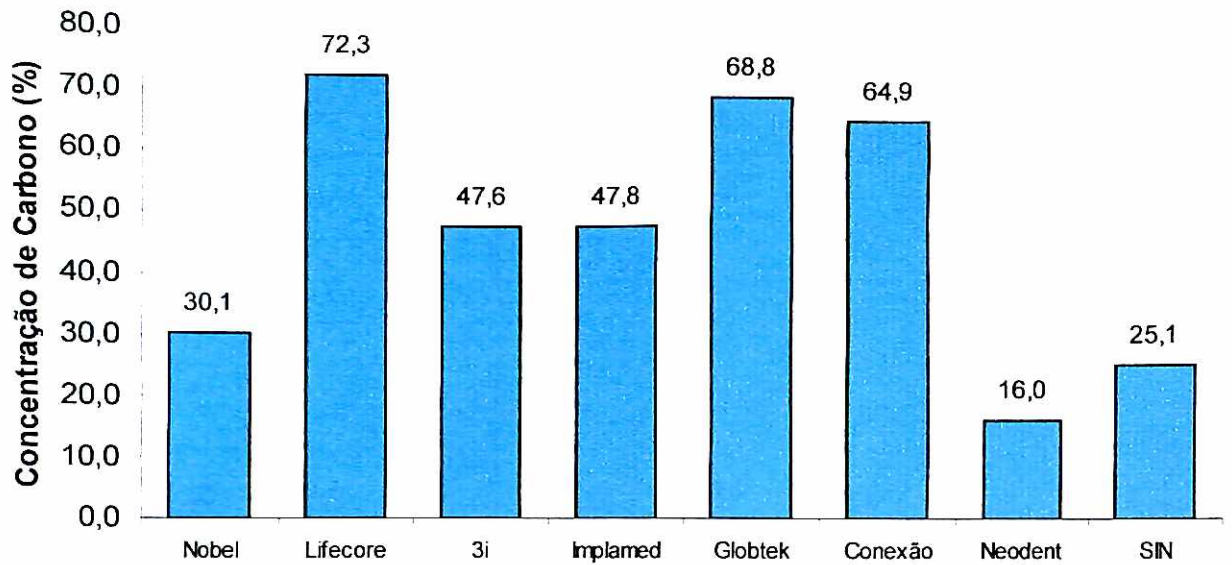


Gráfico 5.13 – Concentração média de Carbono em mancha de contaminação em função da marca comercial

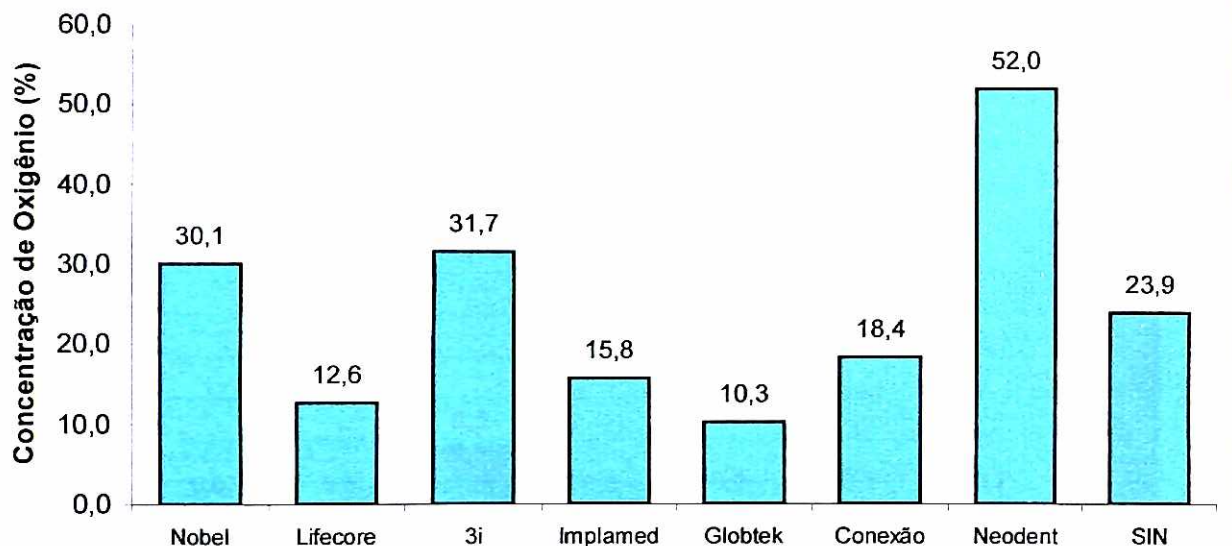


Gráfico 5.14 – Concentração média de Oxigênio em mancha de contaminação em função da marca comercial

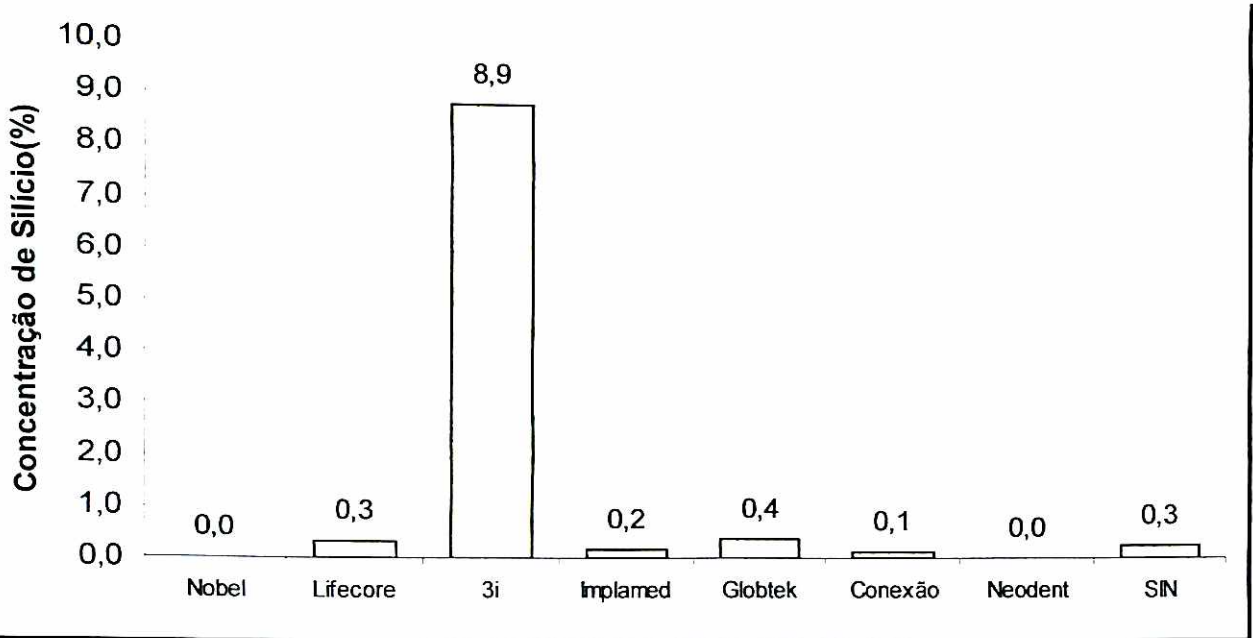


Gráfico 5.15 – Concentração média de Silício em mancha de contaminação em função da marca comercial

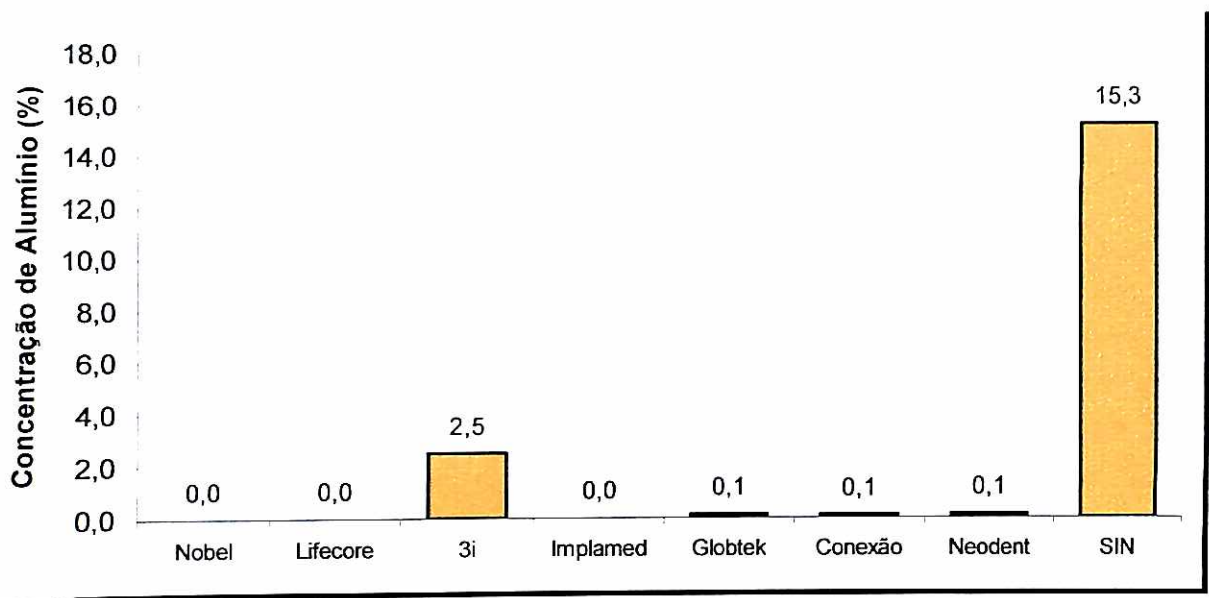


Gráfico 5.16 – Concentração média de Alumínio em mancha de contaminação em função da marca comercial

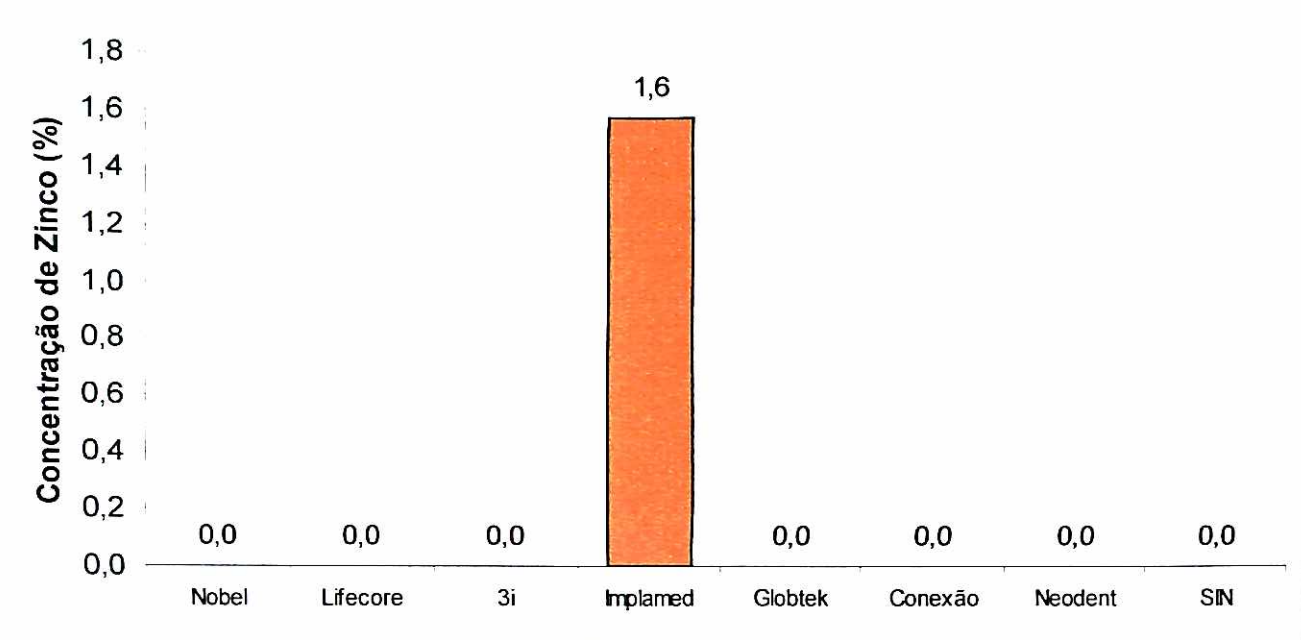


Gráfico 5.17 – Concentração média de Zinco em mancha de contaminação em função da marca comercial

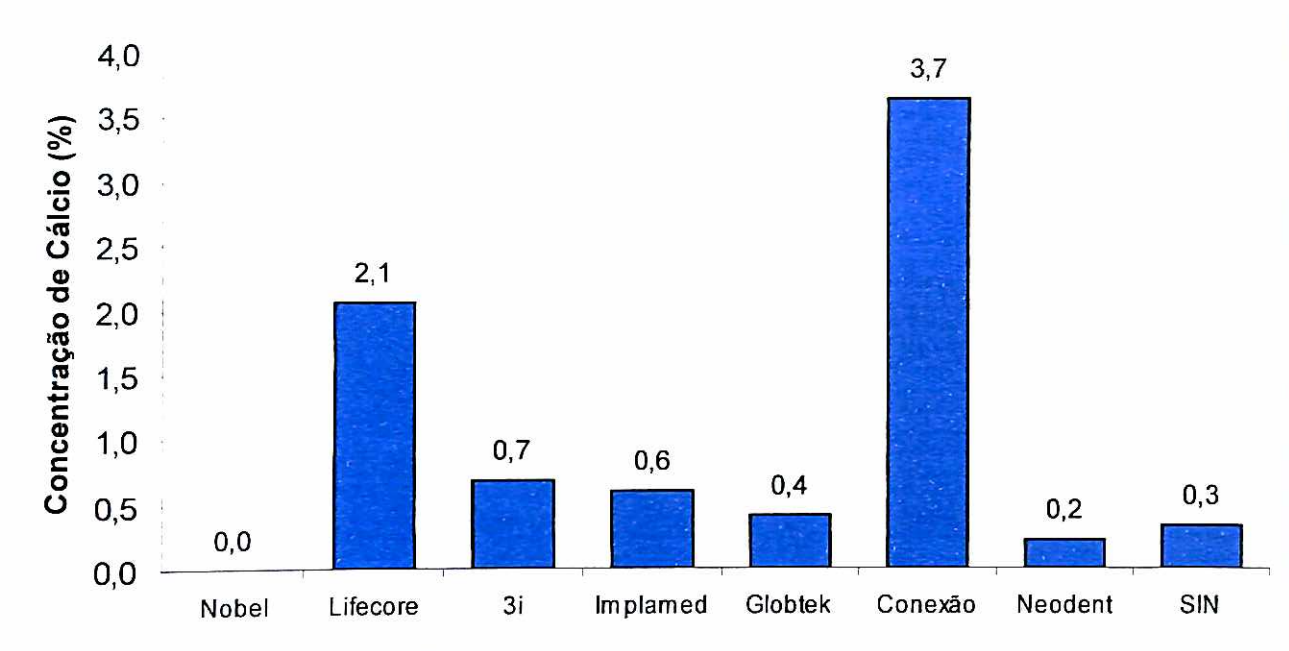


Gráfico 5.18 – Concentração média de Cálcio em mancha de contaminação em função da marca comercial

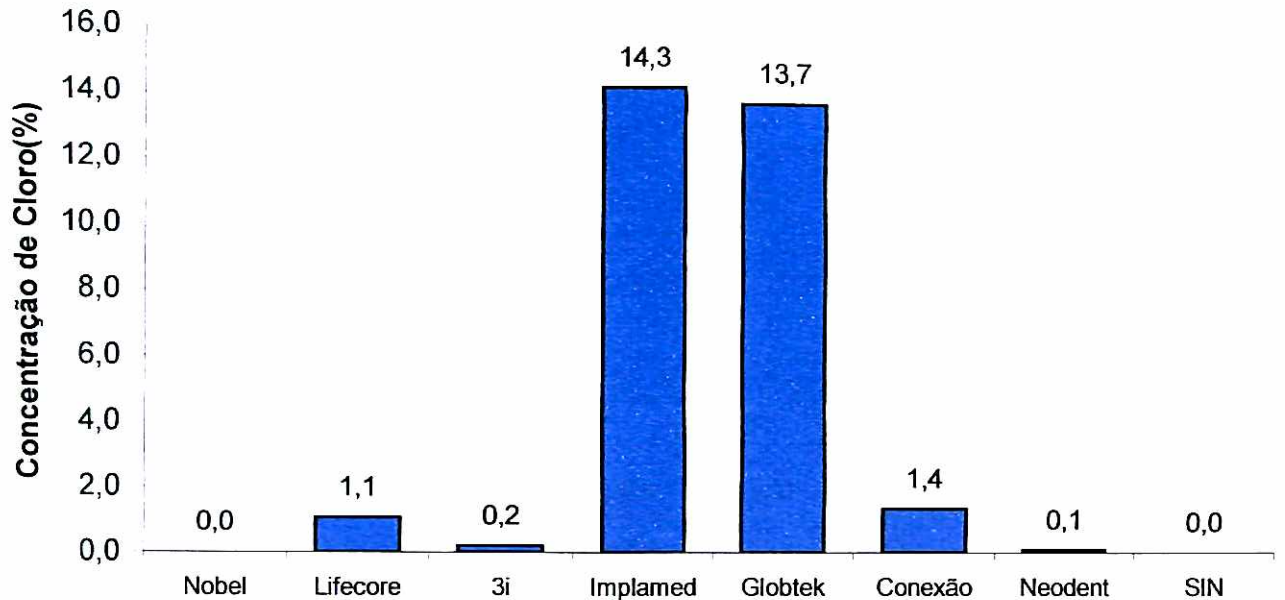


Gráfico 5.19 – Concentração média de Cloro em mancha de contaminação em função da marca comercial

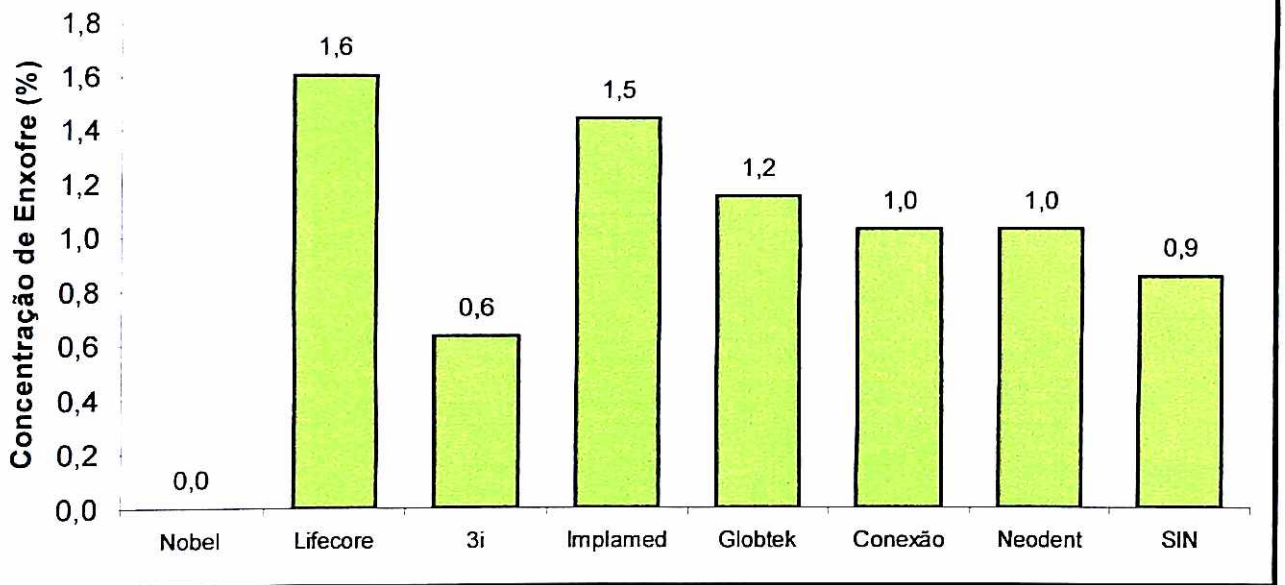


Gráfico 5.20 – Concentração média de Enxofre em mancha de contaminação em função da marca comercial

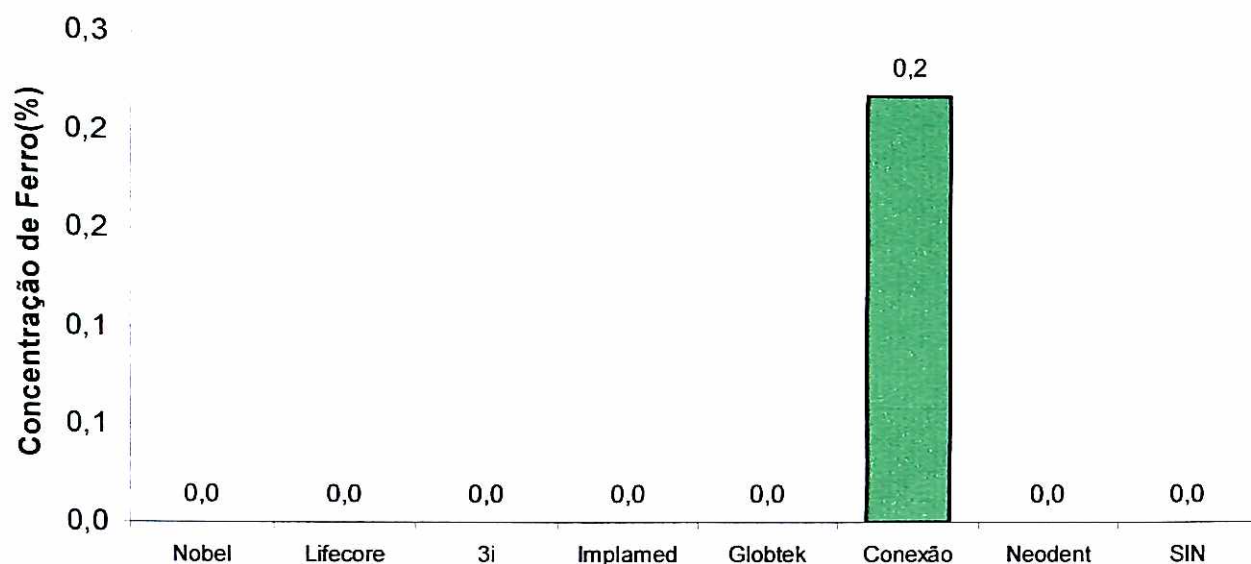


Gráfico 5.21 – Concentração média de Ferro em mancha de contaminação em função da marca comercial

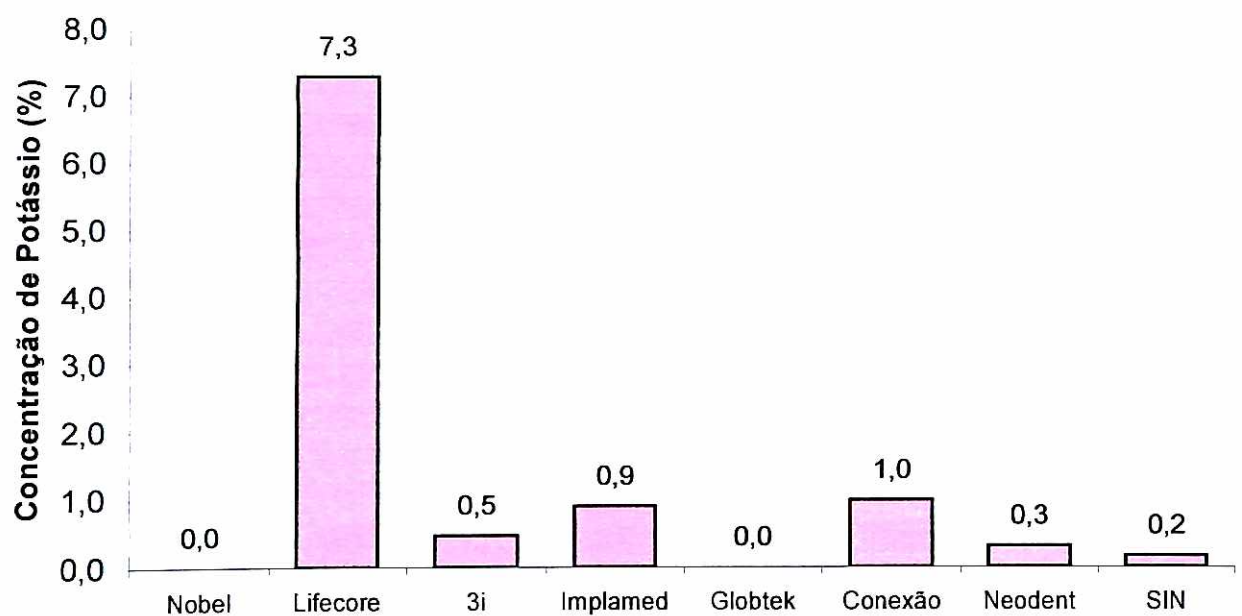


Gráfico 5.22 – Concentração média de Potássio em mancha de contaminação em função da marca comercial

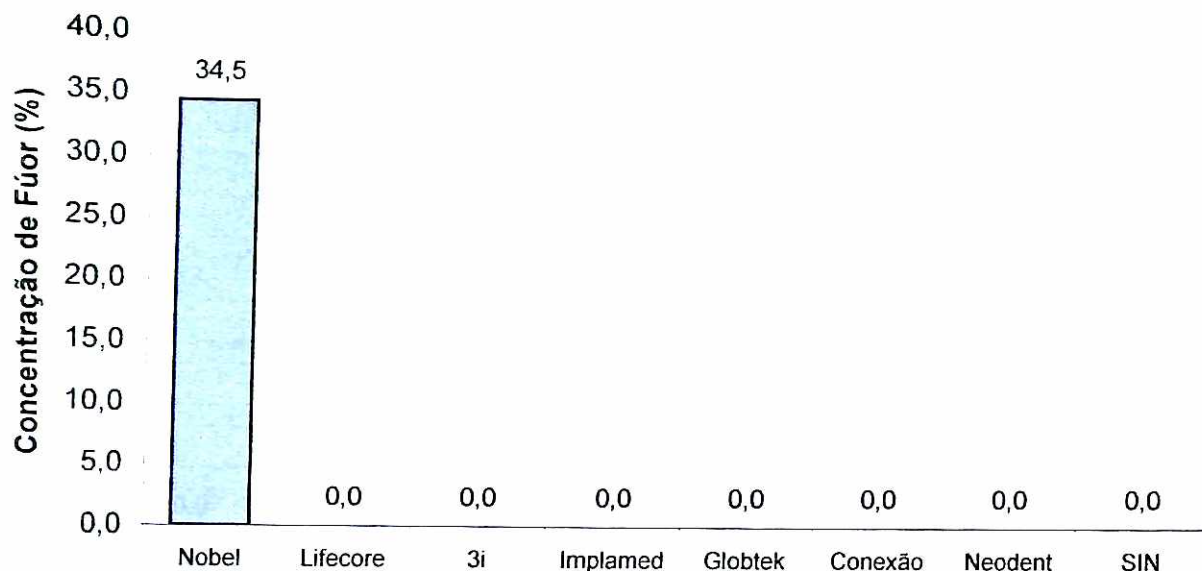


Gráfico 5.23 – Concentração média de Flúor em mancha de contaminação em função da marca comercial

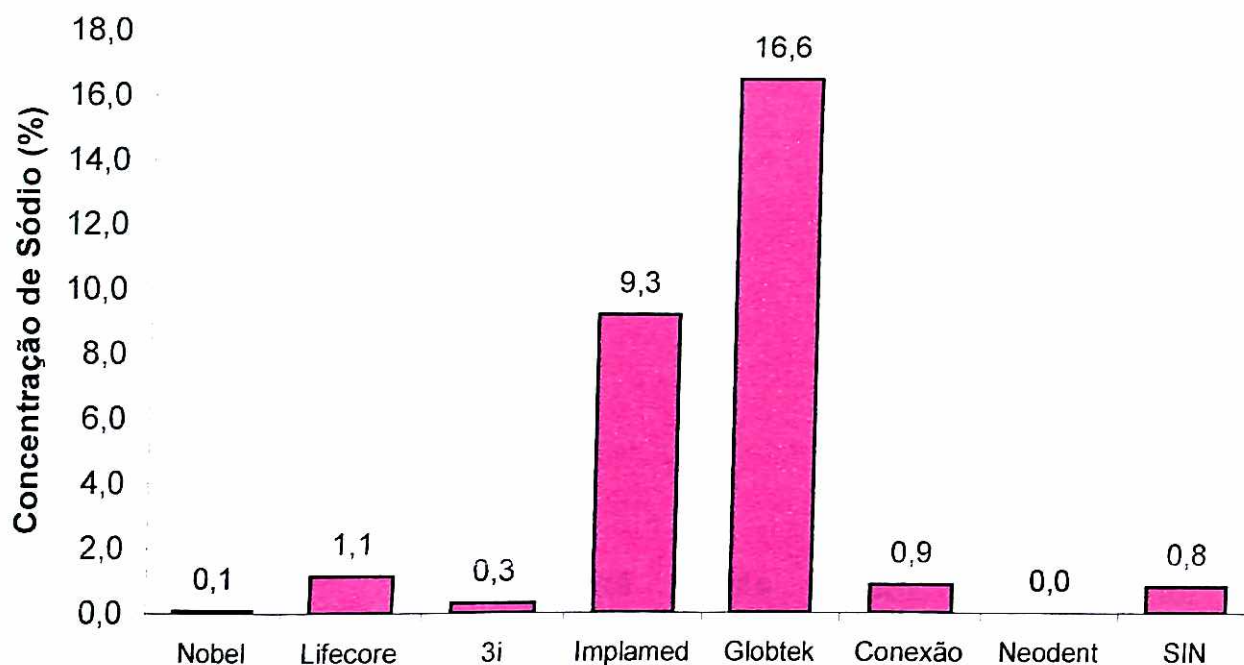


Gráfico 5.24 – Concentração média de Sódio em mancha de contaminação em função da marca comercial

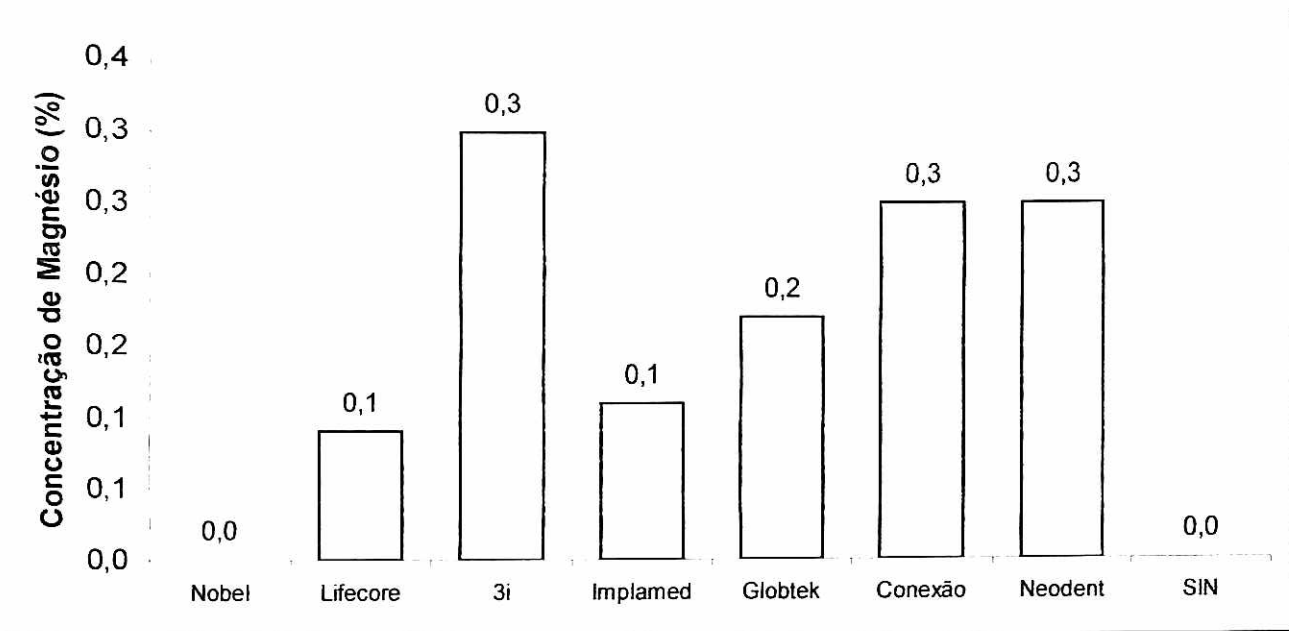


Gráfico 5.25 – Concentração média de Magnésio em mancha de contaminação em função da marca comercial

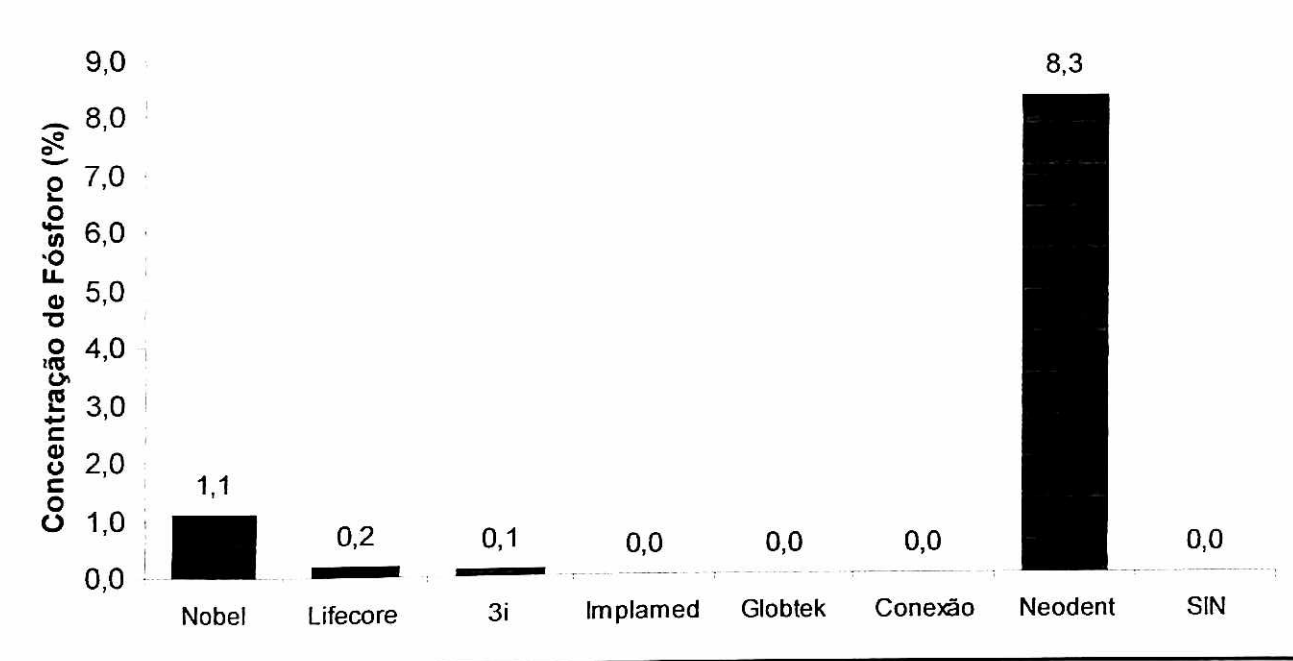


Gráfico 5.26 – Concentração média de Fósforo em mancha de contaminação em função da marca comercial.

## 6 DISCUSSÃO

A superfície de um implante verdadeiramente limpa não deve conter outro elemento além daqueles que compõe o biomaterial. No início da era do implantes osseointegrados não havia um protocolo específico para limpeza e esterilização e manuseio dos mesmos. Os contaminantes de manufatura (óleo, água de lavagem e ácidos) modificam as propriedades da superfície do material, provocando respostas adversas do receptor.

Albrektsson et al. (1988), relataram que implantes que parecem funcionais podem falhar até mesmo depois de anos em função e a causa pode ser atribuída à limpeza ultrassônica, à esterilização ou ao manuseio inadequados durante a *inserção cirúrgica*. As especificações da ASTM (ASTM B600, ASTM F-86) para o preparo da superfície dos implantes cirúrgicos de Titânio exigem a decapagem e a descamação com sais fundidos de base alcalina. Este procedimento normalmente é seguido por um tratamento com uma solução de ácido nítrico ou fluorídrico para diminuir e eliminar os contaminantes como o Ferro. A presença do Ferro ou outros elementos resultantes do processo de usinagem podem contaminar a superfície do implante. Este tipo de detrito pode ter um efeito de desmineralização da matriz óssea. Mesmo assim observamos que os procedimentos de acabamento permanecem diversificados. Trabalhos com respeito à *inserção fibroblástica* nas superfícies dos implantes mostraram uma ampla variação, dependendo dos diferentes processos de preparo da superfície. Os fibroblastos desenvolvem uma cápsula, uma *inserção fibrosa orientada*, seguindo os sulcos dos discos de Titânio. Os ângulos de contato também são amplamente modificados por tratamento ácido

ou enxágüe com água. As operações de usinagem, polimento, processos de texturização, depósitos de substâncias químicas residuais e microestrutura da liga afetam sensivelmente a estrutura da superfície.

No presente estudo, em relação à média do número de manchas de contaminações por  $\text{mm}^2$ , observou-se o menor número na amostragem Nobel (0,5) seguidos em ordem pelas marcas 3i (0,8), Lifecore (0,9), SIN (1,2), Implamed (1,4), Conexão (1,6), Neodent (1,7) e Globtek (4,6) (Tabela 5.1 – Gráfico 5.11). Algumas amostras demonstraram manchas “brancas” em suas superfícies que em maiores aumentos, se revelaram como “nódulos metálicos” ou “cavacos de usinagem”, aderidos à superfície rugosa do implante (Fig 5.27). Tal presença requer estudos mais significativos no que diz respeito à aderência destas estruturas à superfície do implante.

Os resultados mostraram também que o implante Neodent apresentou uma média de tamanho de mancha ( $522,3 \mu\text{m}$ ) significativamente maior do que as médias das outras marcas, as quais foram estatisticamente semelhantes. As marcas de implantes SIN, Conexão e Lifecor tenderam a apresentaram médias de tamanho de mancha menores em relação aos outros implantes, respectivamente de 34,3; 41,3 e  $44,7 \mu\text{m}$  (Tabela 5.2 – Gráfico 5.12). Foi também analisada a distribuição dos elementos químicos nas manchas das diferentes marcas comerciais por meio de análise por EDS. Todas as manchas foram compostas em sua maior parte por Carbono e Oxigênio. Analisou-se a concentração de cada elemento químico na mancha de contaminação, em função da marca comercial. Os resultados mostraram que houve diferenças entre as composições das manchas de contaminação encontradas nas diferentes marcas (Gráfico 5.13 a Gráfico 5.26).

O contaminante mais freqüente foi o Carbono detectado em 22 amostras (Gráfico 5.13). Sua concentração média também foi a maior (45,5%). Duas amostras Nobel não apresentaram o elemento em sua constituição sendo que uma amostra dessa marca continha 30,06% de Carbono. Todas as marcas restantes apresentaram o Carbono nas três amostras, sendo que as menores concentrações foram observadas nos implantes Neodent (16,01%) e SIN (25,05%) e as maiores nas marcas Conexão (64,88%) e Globtek (68,81%). Alguns estudos (KASEMO; LAUSMAA, 1988; SENDYK et al., 2000) mostraram que os implantes de Ti apresentam grandes variações nas concentrações de Carbono (20 a 30 %). A presença do Carbono é atribuída à exposição ao ar atmosférico (HELLSING, 1997) e a resíduos dos solventes de limpeza e dos lubrificantes utilizados durante a manufatura (BINON; WEIR; MARSHALL, 1992). A contaminação pelo Carbono diminui a energia livre da superfície do material, dificultando a adesão de biomoléculas, células epiteliais, fibroblastos e osteoblastos e células da medula (KASEMO; LAUSMAA, 1988).

O Cálcio foi detectado em 15 amostras e sua concentração média foi de 1,14%. As amostras Nobel não apresentaram Cálcio na análise as menores concentrações foram verificadas nas amostras Neodent (0,22% em 2 amostras), SIN (0,33% em 1 amostra), e as maiores nas amostras Implamed (0,61% em 3 amostras) e 3i (0,68% em 3 amostras) (Gráfico 5.18). A presença do Cálcio está relacionada à utilização de óleos lubrificantes, lavagem e esterilização a vapor (ALBREKTSSON et al. 1988; BAUER et al., 2002; BINON; WEIR; MARSHALL, 1992; KASEMO; LAUSMAA, 1988).

O elemento Enxofre (ALBREKTSSON et al., 1988; APARICIO; OLIVER, 1992; PEBE et al., 1997; PFEIFER, 2003; SENDYK et al., 2000) foi detectado em 14

amostras, estando ausente na marca Nobel. A concentração média foi de 0,09%, sendo a maior média verificada na marca Implamed (1,45% em 3 amostras) e a menor (0,13% em 2 amostras) observada na marca Neodent (Gráfico 5.20). A presença do Enxofre está relacionada a resíduos do processo de limpeza e esterilização.

O Silício (KASEMO; LAUSMAA, 1988; ORSINI et al., 2000; SENDYK et al., 2000; SMITH et al., 1997) foi o quarto elemento mais freqüente, estando presente em 13 amostras com uma concentração média de 1,69%. Esteve ausente nas marcas Nobel e Neodent, apresentando a maior concentração na marca 3i (8,89%) e a menor na marca Conexão (0,14%). Sua presença se deve ao processo de esterilização (ALBREKTSSON et al., 1988; HELLSING, 1997), material de polimento (BINON; WEIR; MARSHALL, 1992; KELLER, 1990), limpeza de superfície (APARICIO; OLIVE, 1992; DARVELL et al. 1995) e armazenamento em vidro (ESPOSITO et al., 1999) (Gráfico 5.15).

O Potássio (HELLSING, 1997; PEBE et al., 1997) foi encontrado em 11 amostras com uma concentração média de 16,9% (a terceira maior média de concentração). As marcas Nobel e Globtek não apresentaram esse elemento e as maiores concentrações foram verificadas nas marcas Conexão (0,99%), Implamed (0,91%) e as menores nas marcas SIN (0,16%) e Neodent (0,31%). Sua provável origem são os resíduos e solventes utilizados na produção e esterilização (HELLSING, 1997) (Gráfico 5.22).

O Sódio (LIMA et al., 1996; PFEIFER, 2003) foi encontrado em 10 amostras, sua concentração média foi 4,82%. Este elemento não foi detectado nas marcas Nobel e Neodent e as maiores concentrações foram verificadas nas marcas Globtek (16,57%) e Implamed (9,26%). As menores concentrações foram registradas nas

marcas 3i (0,31%) e SIN (0,81%). O Sódio pode ter advindo de solventes (APARICIO; OLIVE, 1992) e água de autoclave (KELLER et al., 1990) (Gráfico 5.24).

O Cloro (LIMA et al., 1990; PFEIFER, 2003; SENDYK et al., 2000) esteve presente em 10 amostras e sua concentração média foi 5,11%. Não se observou esse elemento nas marcas Nobel e SIN e suas maiores concentrações foram registradas nas marcas Implamed (14,25%) e Globtek (13,27%). As menores concentrações observadas foram nas marcas Neodent (0,09%) e 3i (0,2%). A contaminação por Cloro geralmente se dá a partir dos resíduos de lavagem e solventes (APARICIO; OLIVE, 1992) durante a produção (ALBREKTSON et al., 1988; APARICIO; OLIVE, 1992; HELLSING, 1997; KELLER et al., 1990) (Gráfico 5.19).

O Fósforo produção (ALBREKTSON et al., 1988; APARICIO; OLIVE, 1992; BINON; WEIR; MARSHALL, 1992; HELLSING, 1997; PFEIFER, 2003) foi verificado em 9 amostras, tendo como concentração média 8,43%. Sua maior concentração foi observada nas marcas Neodent (8,34% em 3 amostras), Nobel (1,08% em 3 amostras), Lifecore (0,18% em 2 amostras) e 3i (0,12% em 1 amostra). Implamed, Globtek, Conexão e SIN não apresentaram esse elemento. Sua provável origem são: os óleos lubrificantes (BINON; WEIR; MARSHALL, 1992; HELLSING, 1997; KASEMO; LAUSMAA, 1987) e o ácido fosfórico para limpeza de superfície<sup>6</sup> (Gráfico 5.26).

O Magnésio (LIMA et al., 1990; PFEIFER, 2003; SANTOS; SANTOS, 1998) foi registrado em 9 amostras e sua concentração média foi de 0,15%. As marcas Nobel e SIN não apresentaram esse elemento e as maiores concentrações foram observadas nas marcas 3i (0,30%) e Conexão (0,25%), sendo que as menores foram encontradas nas marcas Neodent (0,07%) e Lifecore (0,09%). A contaminação

por Magnésio se deu provavelmente por substâncias utilizadas no preparo da superfície (DARVELL et al., 1995) (Gráfico 5.25).

O Alumínio (DARVELL et al., 1995; PFEIFER, 2003; SENDYK et al., 2000) foi encontrado em 9 amostras com concentração média de 3,61%. Mostrou-se ausente nas marcas Nobel, Lifecore, Implamed e com maiores valores nas marcas SIN (15,25% em 2 amostras), 3i (2,49% em 3 amostras) e em menor concentração nas marcas Conexão (0,09%), Globtek (0,12%) e Neodent (0,12%). A contaminação do Al na superfície externa do metal é um fator de risco para a dissolução deste metal nos tecidos vizinhos. Estudos mostraram que após o jateamento com óxido de Alumínio, uma camada do mesmo foi observada em várias amostras. Há indicações de que este contaminante é responsável por uma modificação na proliferação e adesão celular na superfície tratada. Isto demonstra a importância da análise superficial depois do tratamento das superfícies e antes do uso biológico dos implantes. A presença do Al no organismo pode ocasionar fibrose pulmonar, osteomalácia e encefalopatia em pacientes com insuficiência renal. O Al pode causar contaminação tecidual e insucesso na osseointegração, embora não existam relatos comprovando que implantes usinados apresentaram insucessos devido à contaminação dos tecidos adjacentes por contaminantes da superfície do Titânio. A contaminação por Alumínio se deve à utilização de óxido de Alumínio na limpeza da superfície, utilização de solventes e tratamento para aumentar a rugosidade da superfície (APARICIO; OLIVE, 1992; DARVELL et al., 1995; KELLER et al., 1990) (Gráfico 5.16).

O elemento Flúor (APARICIO; OLIVE, 1992; BINON; WEIR; MARSHALL, 1992; LIMA et al., 1990; PFEIFER, 2003) esteve presente somente nas 3 amostras da marca Nobel em concentração de 34,48%, sendo que a mancha de uma das

amostras chegou a apresentar uma concentração de 57,34%. O Flúor quando presente pode ocasionar alterações no processo de cicatrização e posterior infecção. Além disso, uma pequena quantidade de Flúor pode alterar muito a superfície do óxido de Titânio. A contaminação por Flúor tem origem na água utilizada na autoclavagem, água de lavagem dos implantes e resíduo de ácido fluorídrico (Gráfico 5.23).

O Ferro (ALBREKTSON et al., 1988; KELLER et al., 1990; PFEIFER, 2003; SANTOS; SANTOS, 1998) foi observado em uma amostra da marca Conexão com concentração de 0,22%. A origem da contaminação por Ferro é a água de autoclavagem, limpeza e esterilização do implante (Gráfico 5.22). O elemento Zinco também foi identificado em uma amostra da marca Implamed com concentração de 1,59%. Sua origem provável é o processo mecânico de produção (Gráfico 5.21).

Como já foi descrito na literatura, quanto mais limpa a superfície melhor será a resposta do hospedeiro (ACERO et al., 1999; ESPOSITO et al., 1999). Tal argumento fortalece a análise do tamanho das manchas observadas, pois nesse ponto de contaminação haverá o comprometimento do óxido do metal e a osseointegração estará comprometida ou até mesmo não ocorrerá. As maiores manchas foram observadas em duas amostras da marca Neodent (590 $\mu$ m) e (662  $\mu$ m) seguidas das marcas 3i (340  $\mu$ m) e Nobel (329  $\mu$ m).

No trabalho realizado por Pfeifer (2003) foram avaliadas 6 marcas comerciais de implantes dentários (3 de cada marca) utilizando microscopia eletrônica de varredura (MEV) e microsonda EDS em implantes de superfície lisa. Os resultados mostraram um total de 522 manchas de contaminações sendo 263 apicais e 259 coronais em 18 implantes examinados. O autor verificou que o tamanho das manchas apresentou um valor médio de 58,7  $\mu$ m em implantes de

superfície lisa. No presente estudo, foram identificadas 1585 manchas (894 apicais e 591 coronais) e o valor médio do tamanho das manchas examinadas foi de 135,74  $\mu\text{m}$ . Esses resultados sugerem que o implante rugoso está sujeito a uma contaminação maior que os implantes lisos por possuir uma maior área de extensão, a qual é irregular e necessita de maior tempo de confecção.

Segundo a literatura, clinicamente não há uma relação entre o fracasso da osseointegração e a presença de contaminantes (CAMPOS JUNIOR; PASSANEZI, 1996). Trabalhos in vitro demonstraram que a osseointegração pode ocorrer em nível atômico e molecular. A adesão de osteoblastos ao biomaterial está intimamente relacionada à topografia, composição química e energia superficial da superfície do implante. Assim, a adsorção das proteínas na superfície dos implantes pode significar alterações na superfície do material. Estas características determinam a adsorção das moléculas na superfície e a orientação, adesão e difusão celular.

A resistência à corrosão é proporcionada pela camada de óxido que recobre o metal. Isto significa que, quando o implante está em contato com o organismo a dissolução do  $\text{TiO}_2$  é extremamente baixa. Variações químicas na superfície do metal podem ocasionar corrosões localizadas. Alguns autores mostraram que a corrosão do Ti em meio básico leva à formação de fendas pela dissolução do Ti. No ambiente básico, os contaminantes de superfície podem acelerar o processo de deterioração.

Alguns trabalhos sugeriram que a falha na osseointegração é conseqüência da presença de contaminantes na superfície e aqueles insucessos mais tardios ocorrem pela dissolução lenta e progressiva do Titânio <sup>14</sup>. É fundamental para o sucesso dos implantes que se estabeleça uma interface mecanicamente sólida com

uma completa fusão entre a superfície dos materiais e o tecido ósseo, sem a interposição de tecido fibroso. Os níveis de Titânio nos tecidos humanos considerados toleráveis encontram-se em torno de 50 ppm, porém, esses valores podem ser de 100 a 300 ppm ao redor de implantes de Titânio<sup>29</sup>. Os produtos da biocorrosão se acumulam no local, mas também podem ser absorvidos de forma sistêmica. Foi encontrado Titânio nos rins, fígado, e pulmões de mini-porcos que receberam implantes (SANTOS; SANTOS, 1998).

Podem existir mais de 35 metais diferentes nos implantes. A maior parte deles pode ser encontrada em quantidades traço no organismo (de  $10^{-4}$  e  $10^{-8}$  por g). Estes elementos podem ser considerados produtos essenciais para o metabolismo, ou como produtos tóxicos (CAMPOS JUNIOR, 1996; SANTOS; SANTOS, 1998). Estudos in vitro revelaram que íons metálicos, mesmo em doses sub-letais, interferem com a diferenciação dos osteoblastos e osteoclastos.

Pelo menos 19 elementos são considerados essenciais ou potencialmente essenciais: V, Si, B, Cr, Mn, Fe, Co, Ni, Cu, Zn, As, Se, Mo, I, Li, Cd, Sn e Pb. Alguns destes elementos podem ser tóxicos, dependendo da concentração, como o Pb, que é tóxico quando excessivo. Para Ti, Zr e Al não são conhecidas necessidades metabólicas, mas alguma citotoxicidade é possível, como no caso da relação do Al com a doença de Alzheimer. Outros aspectos podem ser relacionados como a capacidade oncogênica e mutagênica de alguns elementos e a hipersensibilidade a certos metais. O Co, Cr, Ni, Pb e o próprio Ti podem ser considerados oncogênicos em certas situações laboratoriais, além do Co e Ni que são importantes alergênicos.

O controle de contaminantes químicos na superfície dos implantes é um indicador do controle de qualidade do fabricante (KLAUBER; LENZ; HENRY, 1990).

Esses elementos contaminantes podem interferir no processo de osseointegração e podem ser tóxicos ao organismo (PFEIFER, 2003).

## 7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados do presente estudo, foi possível concluir que:

1. Todos os implantes apresentaram manchas de contaminação.
2. Houve diferenças entre o número de manchas de contaminação por mm<sup>2</sup> das diferentes marcas comerciais, sendo que a marca Globtek apresentou a maior média dos implantes estudados.
3. O tamanho das manchas encontradas variou de 34 a 522 µm, sendo que as maiores manchas foram apresentadas pelo implante da marca Neodent.
4. As análises por EDS das manchas mostraram que todas elas são compostas em sua maior parte por Carbono e Oxigênio.
5. Houve diferenças entre as composições das manchas de contaminação encontradas nas diferentes marcas comerciais.

REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

ACERO, J. et al. The behaviour of titanium as a biomaterial: microscopy study of plates and surrounding tissues in facial osteosynthesis. **J. Craniomaxillofac. Surg.**, Stuttgart, v. 27, n. 2, p. 117-123, Apr. 1999.

ALBREKTSSON, T. et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter Study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. **J. Periodontol.**, Indianapolis, v. 59, n. 5, p. 287-296, May. 1988.

APARICIO, C.; OLIVE, J. Comparative surface microanalysis of failed Branemark implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 7, n. 1, p. 94-103, Spring 1992.

ARYS, A. et al. Analysis of titanium dental implants after failure of osseointegration: combined histological, electron microscopy, and X-ray photoelectron spectroscopy approach. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 43, n. 3, p. 300-312, Fall 1998.

BAIER, R. E.; MEYER, A. E. Implant surface preparation. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 3, n. 1, p. 9-20, Spring 1988.

BAUER, J. R. O. et al. Titânio e ligas de titânio: propriedades e técnicas de fundição. **RPG rev. pos-grad.**, São Paulo, v. 9, n. 2, p. 179-185, abr.-jun. 2002.

BINON, P. P.; WEIR, D. J.; MARSHALL, S. J. Surface analysis of an original Branemark implant and three related clones. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 7, n. 2, p. 168-175, Summer 1992.

BRUNETTE, D. M. The effects of implant surface topography on the behavior of cells. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 3, n. 4, p. 231-246, Winter 1988.

---

<sup>1</sup> De acordo com a NBR 14724 e NBR 6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2002. Abreviaturas dos Periódicos segundo "Index to Dental Literature" e SECS (Seriados em Ciências da Saúde).

BUSER, D. et al. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 25, n. 7, p. 889-902, July 1991.

CAMPOS JÚNIOR, A.; PASSANEZI, E. Por que a osseointegração revolucionou a implantodontia? In: **Atualização na clínica Odontológica**. Artes médicas, 1996. cap.11. p. 247-294

DARVELL, B. W. et al. Contamination of titanium castings by aluminium oxide blasting. **J. Dent.**, Guildford, v. 23, n. 5, p. 319-322, Oct. 1995.

DAVIES, J. E. Mechanisms of endosseous integration. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 11, n. 5, p. 391-401, Sept.-Oct. 1998

ERICSSON, I. et al. A histomorphometric evaluation of bone-to-implant contact on machine-prepared and roughened titanium dental implants. A pilot study in the dog. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 5, n. 4, p. 202-206, Dec. 1994.

ESPOSITO, M. et al. Surface analysis of failed oral titanium implants. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 48, n. 4, p. 559-568, 1999.

GLANTZ, P. O. The choice of alloplastic materials for oral implants: does it really matter? **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 11, n. 5, p. 402-407, Sept.-Oct 1998.

HANSSON, H. A.; ALBREKTSSON, T.; BRANEMARK, P. I. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 50, n. 1, p. 108-113, July 1983.

HELLSING, M. Comparative surface analysis of four dental implant systems. **J. Dent. Assoc. S. Afr.** v. 52, n. 6, p. 399-402, June 1997.

KASEMO B.; LAUSMAA J. Selección del metal y características de la superficie. In: Branemark, P.; ZARB, G.; ALBREKTSSON, T. **Protesis tejido-Integradas: la oseointegración en la odontología clínica**. Berlim: Quintessenz, 1987. cap. 4, p. 99-116

KASEMO, B.; LAUSMAA, J. Biomaterial and implant surfaces: a surface science approach. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 3, n. 4, p. 247-259, Winter 1988.

KELLER, J. C. et al. Characterization of sterilized CP titanium implant surfaces. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 5, n. 4, p. 360-367, Winter 1990.

KLAUBER, C.; LENZ, L. J.; HENRY, P. J. Oxide thickness and surface contamination of six endosseous dental implants determined by electron spectroscopy for chemical analysis: a preliminary report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 5, n. 3, p. 264-271, Fall 1990.

LIMA, J. H. C. et al. Análise da superfície de implantes osseointegrados. **Rev. Brás. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 53, n. 4, p. 48-51, jul.-ago. 1996.

MAZZONETTO, R. et al. Análise da superfície e da adaptação da conexão protética de três implantes dentários endósseos: estudo in vitro. **BCI**, Curitiba, v. 6, n. 2, p. 34-40, abr.-jun. 1999

MICHAELS, C. M.; KELLER, J. C.; STANFORD, C. M. In vitro periodontal ligament fibroblast attachment to plasma-cleaned titanium surfaces. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 17, n. 2, p. 132-139, 1991.

MUSTAFA, K. et al. Electrochemical impedance spectroscopy and x-ray photoelectron spectroscopy analysis of titanium surfaces cultured with osteoblast-like cells derived from human mandibular bone. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 59, n. 4, p. 655-664, Mar. 2002.

OLEFFJORD, I.; HANSSON, S. Surface analysis of four dental implant systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 8, n. 1, p. 32-40, 1993.

ORSINI, G. et al. Surface analysis of machined versus sandblasted and acid-etched titanium implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 6, p. 779-784, Nov.-Dec. 2000.

PARR, G. R.; GARDNER, L. K.; TOTH, R. W. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 54, n. 3, p. 410-414, Sept. 1985.

PASQUINELLI, F. **Implantes**: Análise da Superfície de três marcas nacionais e três importadas, com microscópio eletrônico de varredura (MEV). 2001. 67 f. Trabalho de Conclusão de Curso (especialização em Implantodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade de Santo Amaro, São Paulo, 2001.

PEBE, P. et al. Countertorque testing and histomorphometric analysis of various implant surfaces in canines: a pilot study. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 6, n. 4, p. 259-265, Winter 1997.

PFEIFER, A. B.; **Análise da contaminação da superfície de implantes Osseointegrados de seis marcas comerciais através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e microsonda (EDS)**. 2003. 167 f. Dissertação (Mestrado em Implantodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade de Santo Amaro, São Paulo, 2003.

PILLIAR, R. M. Overview of surface variability of metallic endosseous dental implants: Textured and Porous Surface-Structured Designs. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 7, n. 4, p. 305-314, 1998.

SANTOS, P. C.; SANTOS, J. F. F. Estudo da composição química da superfície de implantes osseointegráveis de titânio por meio da espectroscopia por energia dispersiva. **RPG rev. pos-grad.**, São Paulo, v. 5, n. 3, p. 167-170, jul.-set. 1998.

SCHLIEPHAKE, H. et al. Metal release from titanium fixtures during placement in the mandible: an experimental study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 8, n. 5, p. 502-511, 1993.

SENDYK, W. R. et al. **A Importância do Tratamento Superficial do Titânio para o Processo de osseointegração**, 4º. Congresso de Iniciação Científica: Caderno de Resumos, São Paulo, Universidade de Santo Amaro, p. 259, 2000.

SMITH, D. C. et al. Systemic metal ion levels in dental implant patients. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 12, n. 6, p. 828-834, Nov.-Dec. 1997.

SYKARAS, N. et al. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 5, p. 675-690, Sept.-Oct. 2000.

TABORELLI, M. et al. Influence of surface treatments developed for oral implants on the physical and biological properties of titanium. (I) Surface characterization. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 8, n. 3, p. 208-216, June 1997.

VEZEAU, P. J. et al. Effects of multiple sterilization on surface characteristics and in vitro biologic responses to titanium. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadelphia, v. 54, n. 6, p. 738-746, June 1996.

WAGNER, W. C.; A brief Introduction to advanced surface modificatin technologies. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 18, n. 3, p. 231-235, 1992.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; ANDERSSON, B. Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 8, n. 6, p. 622-633, 1993.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; LAUSMAA, J. Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25- and 75-microns-sized particles of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. **J. Biom Mater. Res.**, New York, v. 30, n. 2, p. 251-260, Feb. 1996.