

UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO

Faculdade de Odontologia

**ANÁLISE DA CONTAMINAÇÃO DA SUPERFÍCIE
DE IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS DE SEIS
MARCAS COMERCIAIS ATRAVÉS DE
MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA E
MICROSONDA EDS**

ARTUR BRAGA PFEIFER

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade de Santo Amaro
para a obtenção do título de Mestre pelo
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Área de Concentração: Implantodontia

São Paulo
2003

UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO

Faculdade de Odontologia

**ANÁLISE DA CONTAMINAÇÃO DA SUPERFÍCIE
DE IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS DE SEIS
MARCAS COMERCIAIS ATRAVÉS DE
MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA E
MICROSONDA EDS**

ARTUR BRAGA PFEIFER

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade de Santo Amaro
para a obtenção do título de Mestre pelo
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Área de Concentração: Implantodontia

São Paulo
2003

B. B012237L
Class. U617.69
Cutter P626a
Patri nº 3814
Tipo entrada DOA(AD)
Nota Fiscal
Data rec. 231.101.08
Preço
Origem UNISA, Faculdade
de Odontologia

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

P626a Pfeifer, Artur Braga
Análise da contaminação da superfície de implantes
Osseointegrados de seis marcas comerciais através de
microscopia eletrônica de varredura e microsonda EDS /
Artur Braga Pfeifer.
Orientação do
Prof. Dr. Claudio Sendyk. -- São Paulo: 2003.
167p.

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

1. Titânio 2. Contaminação Química 3. Implantes
Dentários I. Título

São Paulo
2003

**ANALISE DA CONTAMINAÇÃO DA SUPERFÍCIE DE
IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS DE SEIS
MARCAS COMERCIAIS ATRAVÉS DE
MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA E
SONDA EDS**

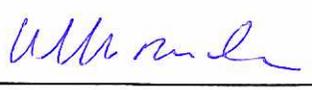
Dissertação apresentada em 16/06/03

Banca Examinadora:

Professor Doutor Paulo Sérgio Perri de Carvalho

Julgamento: aprovado Assinatura: 

Professor Doutor Walter Gomes Miranda Júnior

Julgamento: aprovado Assinatura: 

Orientador: Professor Doutor Cláudio Sendyk

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

A minha esposa Thais e aos meus filhos
Diogo e Rodrigo pelo amor, carinho e compreensão.

Aos meus queridos pais Arthur e Alba.

AGRADECIMENTOS

- Ao Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk, pelo incentivo, determinação e exemplo.
- Ao Prof. Dr. Cláudio Sendyk, pelo apoio e tranqüilidade na orientação desta dissertação.
- Ao Prof. Dr. Alfredo Gromazky, pela colaboração e incentivo.
- Ao amigo e Técnico em microscopia eletrônica Antonio Tadeu Cristofoline, pela paciência e boa vontade com que me ajudou a analisar as amostras.
- Ao Colega e amigo Marcos Rogério Pupo Silva, pelo apoio e incentivo.
- À Colega e amiga Fernanda Pasquinelli, pela colaboração.
- Aos Colegas do curso de Mestrado, pela amizade e companheirismo.

Os trilhos do trem trazem sonhos
De pessoas humildes, caladas, marcadas,
Guerreiros pacíficos.
Estação Pinheiros, Hebraica, Santo Amaro, Jurubatuba.
Silêncio...
Os trilhos do trem trazem sonhos e realizações...

Artur Pfeifer

SUMÁRIO

Resumo.....	i
Resumo em língua estrangeira.....	ii
Lista de Siglas e abreviaturas.....	ii
Lista de Símbolos.....	iv
Lista de Figuras.....	v
Lista de Tabelas.....	vi
Lista de Gráficos.....	vii
1. Introdução.....	17
2. Proposição.....	21
3. Revista da Literatura	22
4. Materiais e Métodos.....	67
5. Resultados.....	72
5.1 Implantes da Nobel Biocare.....	72
5.2 Implantes Lifecore.....	80
5.3 Implantes 3i.....	88
5.4 Implantes Implamed.....	97
5.5 Implantes Conexão.....	108
5.6 Implantes Neodent.....	117
6. Discussão.....	143
7. Conclusão.....	160
8. Referências Bibliográficas.....	162

RESUMO

Foram avaliados três implantes de superfície lisa das marcas comerciais Nobel Biocare, Lifecore, 3I, Implamed, Conexão e três implantes da marca comercial Neodent através de microscópio eletrônica de varredura (MEV) equipado com uma microsonda EDS (espectroscopia por elétrons dispersos) para a identificação da composição química das contaminações encontradas.

As amostras foram adquiridas no comércio de forma aleatória em embalagens seladas e estéreis, prontas para uso. Os implantes foram removidos de suas embalagens e imediatamente colocados na câmara de vácuo, através de uma pinça de titânio estéril, sobre uma base de titânio confeccionada por eletro-erosão. Esta base foi previamente fixada em uma plataforma apropriada para inclusão na câmara de vácuo do equipamento de microscopia eletrônica.

Os resultados demonstraram que todas as marcas comerciais analisadas apresentaram contaminações em sua superfície. As amostras apresentaram padrões, tamanho e composição diferentes das contaminações. Os contaminantes mais freqüentes encontrados foram o Carbono, Alumínio, Silício, Cloro, Cálcio, Enxofre, Potássio, Magnésio e Zinco.

RESUMO EM LÍNGUA ESTRANGEIRA

It was analyzed three dental implants of the Nobel Biocare, Lifecore, 3i, Implamed, Conexão and Neodent through Electron Microscopy Scanning. The chemical composition of the contaminations observed was analyzed by Energy Dispersive x-ray Analysis (EDS) sound.

The implants were bought on trade. The packing was sterile ready to use. The implants were unpacked and immediately put in the vacuum camera using a sterile titanium plier, on the titanium base. The base was previously fixed at the platform in the vacuum camera of the equipment.

The results showed that all trade marks presented some kind of contamination on the surface. The principal element was carbon. It was seen different standards, dimension and composition of contaminations. Among the substances observed in the implant surfaces, carbon, aluminum, silicon, chlorine, calcium, sulfur, potassium, magnesium and zinc are the most common found.

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 Dispersiva.
- EDX – Espectroscopia por Energia Dispersiva por raios-X.
- EIS – Espectroscopia de Impedância eletro-química.
- ESCA - Espectroscopia Eletrônica para Análise Química.
- ISO – Organização Internacional de Padrões.
- MEV – Microscopia Eletrônica de Varredura.
- ppm – Parte por milhão.
- TEM - Microscopia Eletrônica de Transmissão.
- Titânio c.p. – Titânio Comercialmente Puro.
- SIMS – Espectroscopia de Massa Iônica Secundária.
- XPS – Espectroscopia foto-eletrônica por Rx.
- µm – Micrometro.

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

LISTA DE FIGURAS

Fig. 4.1 - Microscópio eletrônico de varredura (MEV)	68
Fig. 4.2 - Sonda EDS da marca Noran	68
Fig. 4.3 - Detalhes da microsonda EDS.....	68
Fig. 4.4 – Utilização da pinça.....	69
Fig. 4.5 - Base de cilindros de titânio.....	69
Fig. 4.6 - Plataforma para inclusão na câmara de vácuo.....	70
Fig 5.1 - Amostra 631259 (Nobel Biocare), metade coronal.....	72
Fig 5.2 - Amostra 631259 (Nobel Biocare), metade apical.....	73
Fig 5.3 - Amostra 631259 (Nobel Biocare), maior mancha.....	73
Fig 5.4 - Amostra 25 977RP (Nobel Biocare), metade coronal.....	75
Fig 5.5 - Amostra 25 977RP (Nobel Biocare), metade apical.....	75
Fig 5.6 - Amostra 25 977RP (Nobel Biocare), maior mancha.....	76
Fig 5.7 - Amostra 629305 (Nobel Biocare), metade coronal.....	77
Fig 5.8 - Amostra 629305 (Nobel Biocare), metade apical.....	78
Fig 5.9 - Amostra 629305 (Nobel Biocare), maior mancha.....	78
Fig 5.10 – Amostra 75021421 (Restore – Lifecore), metade coronal.....	80
Fig 5.11 – Amostra 75021421 (Restore – Lifecore), metade apical.....	81
Fig 5.12 - Amostra 75021421 (Restore – Lifecore), maior mancha.....	81
Fig 5.13 – Amostra 75022595 (Restore – Lifecore), metade coronal.....	82
Fig 5.14 - Amostra 75022595 (Restore – Lifecore), metade apical.....	83

Fig 5.15 - Amostra 75022595 (Restore – Lifecore), maior mancha.....	83
Fig 5.16– Amostra 75021135 – Lifecore), metade coronal.....	85
Fig 5.17 - Amostra 750221135 – Lifecore , metade apica...l.....	85
Fig 5.18 - Amostra 75021135 – Lifecore, maior mancha.....	86
Fig 5.19 – Amostra 140571 (3I Implant Inovation), metade coronal.....	88
Fig 5.20 – Amostra 140571 (3I Implant Inovation), metade apical.....	89
Fig 5.21– Amostra 140571 (3I Implant Inovation), maior mancha.....	89
Fig 5.22 – Amostra 144377 (3I Implant Inovation), metade coronal.....	91
Fig 5.23 – Amostra 144377 (3I Implant Inovation), metade coronal.....	92
Fig 5.24 – Amostra 144377 (3I Implant Inovation), maior mancha.....	92
Fig 5.25 – Amostra 144378 (3I Implant Inovation), metade coronal.....	94
Fig 5.26– Amostra 144378 (3I Implant Inovation), metade apical.....	95
Fig 5.27 – Amostra 144378(3I Implant Inovation), maior mancha.....	95
Fig 5.28 - Amostra 0225 (Implamed), metade coronal.....	98
Fig 5.29 - Amostra 0225 (Implamed), metade apical.....	98
Fig 5.30 - Amostra 0225 (Implamed), maior mancha.....	99
Fig 5.31 - Amostra 1066 (Implamed), metade coronal.....	101
Fig 5.32 - Amostra 1066 (Implamed), metade apical.....	102
Fig 5.33 - Amostra 1066 (Implamed), maior mancha.....	102
Fig 5.34 - amostra 1066 (Implamed), pequenas manchas aleatórias.....	103
Fig 5.35 - Amostra X 0663 (Implamed), metade coronal.....	104
Fig 5.36 - Amostra X0663 (Implamed), metade apical.....	105
Fig 5.37 - Amostra X0663 (Implamed), maior mancha.....	105
Fig 5.38 - Amostra X0663 (Implamed), manchas no hexágono.....	106

Fig 5.39 - Amostra 4367 (Conexão), metade coronal.....	108
Fig 5.40 - Amostra 4367 (Conexão), metade apical.....	109
Fig 5.41 - Amostra 4367 (Conexão), maior mancha.....	109
Fig 5.42 - Amostra 5464 (Conexão), metade coronal.....	111
Fig 5.43 - Amostra 5464 (Conexão), metade apical.....	112
Fig 5.44- Amostra 5464 (Conexão), maior mancha.....	113
Fig 5.45- Amostra 4374 (Conexão), metade coronal.....	114
Fig 5.46 - Amostra 4374 (Conexão), metade apical.....	114
Fig 5.47- Amostra 4374 (Conexão), maior mancha.....	115
Fig 5.48- Amostra 4374 (Conexão), rebarbas.....	115
Fig 5.49 Amostra L6342 (Neodent), metade coronal.....	118
Fig 5.50 - Amostra L6342 (Neodent), metade apical.....	118
Fig 5.51 - Amostra L6342 (Neodent), maior mancha.....	119
Fig 5.52 – Amostra L6342 (Neodent), detalhes das manchas.....	119
Fig 5.53 – Amostra L6342 (Neodent), detalhes das manchas.....	120
Fig. 5.54 Amostra L6174AG2M (Neodent), metade coronal.....	122
Fig 5.55 - Amostra L6174AG2M (Neodent), metade coronal.....	122
Fig 5.56 - Amostra L6174AG2M (Neodent), maior mancha	123
Fig – 5.57 Amostra 6207AG2T (Neodent), metade coronal.....	125
Fig 5. 58 - Amostra 6207AG2T (Neodent), metade apical.....	126
Fig 5.59 - Amostra 6207AG2T (Neodent), maior mancha.....	126
Fig 5.60- Amostra 6207AG2T (Neodent), maior mancha "b".....	127
Fig 5.61 - Amostra 6207AG2T (Neodent), detalhes da superfície.....	127

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1: Número e localização das manchas.....	129
Tabela 5.2: Distribuição do Carbono.....	130
Tabela 5.3: Distribuição do Oxigênio.....	131
Tabela 5.4: Distribuição do Alumínio.....	131
Tabela 5.5: Distribuição do Silício.....	131
Tabela 5.6: Distribuição do Enxofre.....	131
Tabela 5.7: Distribuição do Cloro.....	132
Tabela 5.8: Distribuição do Cálcio.....	132
Tabela 5.9: Distribuição do Zinco.....	132
Tabela 5.10: Distribuição do Magnésio.....	132
Tabela 5.11: Distribuição do Fósforo.....	133
Tabela 5.12: Distribuição do Potássio.....	133
Tabela 5.13: Distribuição do Sódio.....	133
Tabela 5.14: Distribuição do Flúor.....	133
Tabela 5.15: Distribuição do Bromo.....	133
Tabela 5.16: Distribuição do Ferro.....	134
Tabela 5.17: Distribuição do Cromo.....	134
Tabela 5.18: Tamanho das maiores manchas	135

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 5.1: Amostra 631259, (Nobel Biocare) composição da mancha.....	74
Gráfico 5.2: Amostra 25 977RP, (Nobel Biocare)composição da mancha.....	76
Gráfico 5.3: Amostra 620395 (Nobel Biocare), composição da mancha.	79
Gráfico 5.4: Amostra 75021135 (Lifecore), composição da mancha “a”.	86
Gráfico 5.5 Amostra 75021135 (Lifecore), composição da mancha “b”.	87
Gráfico 5.6: Amostra 140571 (3I), composição da mancha “a”	90
Gráfico 5.7: Amostra 140571 (3I), composição da mancha “b”.	90
Gráfico 5.8:Amostra 144377 (3I), composição da mancha “a”.	93
Gráfico 5.9: Amostra 144377 (3I), composição da mancha “b”	93
Gráfico 5.10: Amostra 144378 (3I), composição da mancha.	96
Gráfico 5.11: Amostra 0225 (Implamed), composição da mancha “a”.	99
Gráfico 5.12: Amostra 0225 (Implamed), composição da mancha “b”.....	100
Gráfico 5.13: Amostra X0663 (Implamed), composição da mancha “a”.	106
Gráfico 5.14: Amostra X0663 (Implamed), composição da mancha “b”.	107
Gráfico 5.15: Amostra 4367 (Conexão) composição da mancha “a”.	110
Gráfico 5.16: Amostra 4367 (Conexão) composição da mancha “b”.	110
Gráfico 5.17: Amostra 5464 (Conexão) composição da mancha.	113
Gráfico 5.18: Amostra 4374 (Conexão) composição da mancha.	116
Gráfico 5.19: Amostra L6342 (Neodent), composição da mancha “b”.	120
Gráfico 5.20: Amostra L6174AG2M (Neodent), composição mancha “b”.	122

Gráfico 5.21: Amostra L6174AG2M (Neodent), composição aleatória "a".	123
Gráfico 5.22: Amostra 6207AG2T (Neodent), composição da mancha	128
Gráfico 5.23: Amostra 6207AG2T (Neodent), composição da mancha.	128
Gráfico 5.24: Número de contaminações por região do implante.	129
Gráfico 5.25: Número de manchas por marca comercial.	130
Gráfico 5.26: Contaminantes por frequência de detecção	134
Gráfico 5.27: Contaminantes por concentração média	135
Gráfico 5.28: Medida das contaminações	136
Gráfico 5.29: Concentração dos contaminantes encontrados (Nobel).	136
Gráfico 5.30: Concentração dos contaminantes encontrados (Lifecore).	137
Gráfico 5.31: Concentração dos contaminantes encontrados (3i).	137
Gráfico 5.32: Concentração dos contaminantes encontrados (Implamed).	138
Gráfico 5.33: Concentração dos contaminantes encontrados (Conexão).	138
Gráfico 5.34: Concentração dos contaminantes encontrados (Neodent).	139
Gráfico 5.35: Percentual de manchas que contém o contaminante (Nobel).	139
Gráfico 5.36: Percentual de manchas que contém o contaminante (Lifecore).	140
Gráfico 5.37: Percentual de manchas que contém o contaminante (3i).	140
Gráfico 5.38: Percentual de manchas que contém o contaminante (Implamed).	141
Gráfico 5.39: Percentual de manchas que contém o contaminante (Conexão).	141
Gráfico 5.40: Percentual de manchas que contém o contaminante (Neodent).	142

1. Introdução

As ciências da saúde têm concentrado esforços para a melhoria da qualidade de vida das pessoas. Para isto o enfoque está dirigido para o ser humano de uma forma global, ou seja, com uma visão holística da saúde e não mais segmentada como era há alguns anos atrás.

A odontologia tem desempenhado um papel de grande importância neste contexto onde, o desenvolvimento da implantodontia provocou uma verdadeira revolução a partir do protocolo descrito por Branemark.²

Os altos índices de sucesso obtidos no trabalho que Branemark² apresentou na Conferência Internacional de Implantodontia de 1982, em Toronto, no Canadá, foram baseados em implantes com criteriosos padrões de matéria prima, manufatura, protocolo de colocação, indicação clínica e confecção do aparelho protético. A partir daí, as indicações de uso aumentaram, como a colocação de implantes unitários, implantes imediatos, implantes com carga imediata, técnicas para a melhoria do leito receptor, etc e foram criados implantes de diversas formas e diferentes superfícies. Estas alterações buscaram de forma pontual diminuir o tempo de tratamento, facilitar o trabalho do cirurgião e do protesista, aumentar a segurança da técnica e melhorar a qualidade intrínseca do biomaterial utilizado, a estética, a biomecânica, aumentando as indicações.

Surgiram várias cópias que, para estabelecerem os seus indicadores de sucesso basearam-se nos estudos epidemiológicos do implante original de

Branemark. As cópias foram lançadas no mercado mundial na busca por um produto de boa qualidade, a um preço mais acessível, principalmente nos países onde a população tem um poder aquisitivo menor. Nestes países, o custo de produção tem sido mais baixo, principalmente em razão do custo da mão de obra. O controle da qualidade, a qualificação e até mesmo diferenças culturais das pessoas envolvidas no processo, podem ser causas de diferenças na qualidade do produto.

Estudos mostram que os processos de manufatura, limpeza, esterilização e armazenamento são muito sensíveis e fontes de contaminações orgânicas e inorgânicas na superfície do implante.^{3, 5, 6, 7, 9, 11, 15, 18, 19, 22, 23, 29, 30, 33, 37, 39, 47, 56.}

A osseointegração pode ser analisada em diversas dimensões desde a macroscópica até o nível atômico e é influenciada por diversos fatores como a biocompatibilidade do material, topografia e composição química da superfície e forma dos implantes além de uma técnica cirúrgica padronizada, quantidade e qualidade do leito receptor. Uma superfície livre de contaminações favorece uma boa resposta dos tecido ósseo, o que parece ser um fator importante na obtenção de um prognóstico favorável em longo prazo. A interface entre o osso e o implante é complexa do ponto de vista estrutural físico-químico.

A superfície de todas as marcas comerciais dos implantes osseointegráveis devem ser compostas por, pelo menos, 98,94% de titânio e seus óxidos. O sucesso biológico dos implantes osseointegrados está ligado as características do titânio e a ASTM (American Standard of Testing and Materials) classifica-o em 12 diferentes graus de pureza, sendo que os quatro primeiros, se convencionou chamar de Ti c.p. 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, tem se preocupado com a normatização dos implantes osseointegráveis usados no País, respaldada nas norma ISO através do comitê 26 (CB 26 - Comitê médico, odontológico, hospitalar).

Elementos como o carbono, nitrogênio, fósforo entre outros, são facilmente detectados pela análise de espectroscopia, podendo influenciar a formação do óxido de titânio.

Vários métodos são utilizados para mapear a microestrutura e a composição química da superfície dos implantes. A versatilidade da microscopia eletrônica de varredura e da micro-análise se encontra na capacidade de captar e medir as diversas radiações provenientes das interações elétrons-amostra. Estas interações podem revelar informações como composição, topografia, entre outras propriedades. Para informações químicas sobre a camada externa da superfície dos implantes há três métodos estabelecidos: espectroscopia eletrônica Auger (AES), espectroscopia por fotoemissão de raios X (XPS ou ESCA) e espectroscopia da massa iônica secundária (SIMS). Em EDS a amostra é irradiada por um feixe de elétrons de aproximadamente 10 a 20KeV de energia, através do qual os feixes de raios X são fotoemitidos. Os elétrons de diferentes elementos mostram diferentes energias cinéticas o que identificam a sua presença. Além disto, este método nos dá informação a respeito das ligações

químicas. Todos estes métodos operam á vácuo.

O mercado brasileiro, além dos implantes consagrados mundialmente, também apresenta uma série de clones de origem nacional, além de implantes com desenhos inéditos e diversos tipos de superfícies, derivados de diversos processos. Normalmente estes implantes apresentam um preço menor do que os importados e, embora alguns já apresentem uma boa quantidade de pesquisas publicadas, a grande maioria se baseia nos resultados dos estudos longitudinais de outras marcas comerciais na literatura internacional, para demonstrar a sua segurança e margem de sucesso.

Esta dissertação visa analisar e comparar a contaminação superficial de diversos implantes nacionais e importados de superfície e forma similar.

2. Proposição

- ✓ Verificar se os implantes de superfície lisa das diversas marcas comerciais apresentam a composição química da superfície e grau de contaminação inorgânica e orgânica semelhantes;

- ✓ Verificar quais os contaminantes químicos mais comuns da superfície dos implantes osseointegráveis de superfície lisa;

3. Revisão da Literatura

Kasemo (1983)²¹ realizou um trabalho com o objetivo de identificar e discutir as propriedades físicoquímicas da superfície dos implantes dentro dos seguintes tópicos: Preparação, composição química e cristalográfica além das propriedades químicas, integração, e o processo químico da interface osso/implante. Ele também citou alguns métodos experimentais que podem ser usados para caracterizar a interface. O autor citou as fases de fabricação dos implantes destacando que durante o processo de usinagem o titânio é exposto ao ar atmosférico constituído não só de ar, mas também de lubrificantes e/ou refrigerantes. Esta exposição resulta na formação rápida de uma camada de óxidos. A espessura, a composição e a microestrutura do óxido dependem de muitos fatores incluindo a pressão, a velocidade da fresa a qual determina a temperatura da superfície. À usinagem segue a limpeza ultrassônica e a esterilização por autoclave. Estes dois últimos passos aumentam a camada de óxido, bem como incorporam radicais OH no óxido. Quanto à estrutura e composição química o autor lembra do importante fato de que a superfície do implante consiste de uma fina camada de óxido. As propriedades químicas e, portanto a química da interface são determinadas pela camada de óxido e não pelo metal por si só. 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 ao fato da difusão de átomos/íons metálicos para fora da camada de óxidos, subsequente a oxidação ou a 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 sugere a possibilidade da dissolução da camada de óxidos, o que pode trazer muitos 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.

Parr et al (1985)³⁶ realizaram uma revisão sobre o titânio e suas ligas destacando que o titânio é produzido por aquecimento do minério de titânio na presença de carbono e cloro e depois é removido o 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, gallio, 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 traço 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 e suas ligas são importantes na implantodontia devido ao seu alto grau de biocompatibilidade, resistência mecânica e resistência a corrosão. O Titânio puro pode, teoricamente, formar muitos tipos de óxidos como TiO , TiO_2 , Ti_2O_3 . Destes o 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 Å é formada e em 1 minuto a espessura alcança 100 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 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 50ppm. 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 Cl^- e OH^- . O fato de o metal ser

passivo não significa que a corrosão não ocorre, mas que ela 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 & Lausmaa (1988)^{22, 23} apresentaram uma revisão da visão científica da superfície dos implantes e sobre os biomateriais onde analisaram varias propriedades da superfície dos implantes que podem influenciar as reações destes com os tecidos e ainda os métodos disponíveis para a caracterização da superfície dos implantes. 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 1 Å a 1µm) . Concluíram que a interação inicial entre o implante e o leito receptor ocorrem em nível atômico/molecular, sendo as reações celular e ao nível macroscópico consequência das interações a nível molecular. Segundo os autores, a situação da superfície do implante tem uma importância central na avaliação biológica dos implantes, bem como no uso

clínico. As propriedades da superfície que interessam neste sentido são a composição química, a microestrutura e propriedades de interação com água e biomoléculas. Os autores ressaltaram que, apesar de existirem técnicas de análise da composição química e microestrutura da superfície, 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.

Baier et al (1988)⁹ afirmaram em um trabalho de revisão que todos os implantes devem ser escrupulosamente livres de contaminantes no momento do seu uso biológico. Relataram que há contaminantes orgânicos e inorgânicos que podem frustrar a performance. 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 a 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 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 matéria orgânica; esterilização por 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 produtos de corrosão, restos da embalagem; manuseio cirúrgico, com talco, películas de baixa energia, diferentes transferências de metal; colocação com películas de sangue, saliva e fluídos de sabão.

Klauber et al (1990)²⁵ realizaram uma análise por eletro-espectrometria 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 flúor 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 demonstraram prata, arsênico e silicato. Todos apresentaram carbono proveniente do manuseio antes do empacotamento. Os autores acharam possível que a presença de silicato pode ser um fator inicial que pode comprometer a interface osso-implante em nível molecular, sendo considerada indesejável. O melhor implante, levando em consideração a contaminação da superfície, encontrado neste trabalho foi o da Nobel biocare. Os autores destacaram que vários componentes da liga de Ti-6Al-4V foram detectados em outros trabalho 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 do tempo. Partículas de titânio foram encontradas nos tecidos circunvizinhos em

implantes de plasma spray. A espectroscopia eletrônica Auger demonstrou várias camadas de óxido formada por diferentes elementos a medida que a profundidade aumenta, com a incorporação de Ca, P e S.

Keller et al (1990)²⁴ realizaram uma análise através de (SEM) espectroscopia eletrônica, espectroscopia fotoeletrônica por Rx (XPS) e espectroscopia eletrônica Auger (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 ketone (5 minutos), lavadas em água duplamente destilada (15 minutos) e com ataque ácido nítrico 30% (30 minutos), lavadas novamente com água bidestilada e colocadas num desumidificador por aproximadamente 1 hora antes de serem submetidas a esterilização por autoclave (121°C por 15 minutos), óxido de etileno (130°C, 10 psi, 3 horas) ou imersas em álcool absoluto por 20 minutos. Uma série da amostra não sofreu processo de esterilização e foram usadas como controle. Foram usadas culturas de fibroblastos humanos obtidos do prepúcio. Os autores afirmaram que os eventos moleculares e celulares 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 detectado em nenhuma amostra; o carbono estava presente em todas as amostras, provavelmente absorvido do ar; O oxigênio foi detectado em todas as amostras,

provavelmente presente como óxido de titânio; O nitrogênio estava presente em todas as amostras 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.

Smith et al (1991)⁴⁷ investigaram quatro tipos de metais usados para a confecção de implantes utilizando discos de 3,5mm de diâmetro com 1,5mm de espessura através de espectroscopia eletrônica. Os discos de Ti6Al4V foram divididos em grupos que receberam diferentes processos de limpeza e esterilização (ácido nítrico, plasma de argônio e raios ultravioleta), sendo que todas as amostras mostraram contaminações com destaque para a presença de Fe, Pb, P e S nas placas tratadas com ácido nítrico, Si e N, nas placas tratadas com plasma de argônio, sendo que o Si resultou, provavelmente, do recipiente de quartzo do plasma. Na discussão o autor relatou surpresa com o resultado da passivação com ácido nítrico feita em recipiente de vidro. Também comentou que o processo de plasma de argônio pode não remover os contaminantes inorgânicos e introduzir íons externos como Na, K, Ca, F e Si.

Lugowski et al (1991)²⁸ desenvolveram um método para avaliar os níveis de concentração de Al, Co, Cr, Mo, Ni, V e Ti utilizados em materiais para implantes dentais e suas potenciais conseqüências no organismo. Os autores utilizaram coelhos que receberam implantes dentais dois anos antes num estudo "in vivo". Pelo menos 50% do cérebro, fígado, pulmão, rins e baço foram examinados para minimizar as contaminações. Os tecidos foram homogeneizados e congelados. As amostras foram diluídas em ácido nítrico e

peróxido de hidrogênio usando energia de microondas. Um material de referência padrão foi utilizado para controle de qualidade. Os valores absorvidos nos padrões e nas amostras foram medidos usando grafite e espectrofotômetro. O método mostrou precisão e controle de qualidade. Níveis baixos ou muito baixos de traços de elementos foram encontrados nos vários órgãos. Dois animais mostraram valores elevados, por contaminação ou possivelmente por idiossincrasia individual.

Aparício et al (1992)⁶ pesquisaram a composição química da superfície de 11 implantes Branemark que falharam inicialmente ou dentro de 20 meses, tendo como controle dois implantes que não foram utilizados, através de microscopia eletrônica de varredura, com sonda de espectroscopia por emissão de raios X e energia de dispersão (EDS) e Espectroscopia Auger. Os implantes que falharam foram esterilizados por meio de ultra-som com butanol e etanol e lavados com detergentes e após autoclavadas antes de terem a sua superfície examinada. Os resultados demonstraram que os implantes que falharam possuíam resíduos orgânicos, alto nível de Silicose, S e C., Cl Ca e Si. Os autores comentaram que os resíduos de silicone e carbono podem ser atribuídos 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 bem menores de contaminantes.

Swart et al (1992)⁵⁰ realizaram uma pesquisa "*in vitro*", utilizando discos de titânio c.p. de 1.25 cm de diâmetro por 4mm de espessura, com o objetivo de caracterizar o comportamento de osteoblastos na sua superfície cujo processo de esterilização foi o plasma de argônio por períodos diferentes de tempo. A

análise das superfícies por microscopia eletrônica de varredura (MEV), espectroscopia fotoelétrica por raios X (XPS) e espectroscopia eletrônica Auger (AES) indicou que embora o tratamento com plasma de argônio tenha melhorado consideravelmente a molhabilidade, a presença de contaminantes inorgânicos (C, O, N, Si, Na, S, Ca) foi observada e interferiu no processo de ligação celular. Os autores comentaram que a química da superfície, afetada pelo processo de manufatura dos implantes tem efeitos importantes na osseointegração, destacando que, em geral, o maior percentual de ligação celular tem sido obtido com a esterilização por luz ultravioleta, seguido pela exposição ao óxido de etileno, tratamento de limpeza via plasma e por último autoclavagem e estes resultados são atribuídos a presença ou ausência de contaminantes.

Binon, et al (1992)¹¹ analisaram as características das superfícies de implantes dentais de titânio de quatro fornecedores diferentes. 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 tenham a mesma forma e tamanho, as condições da superfície variaram constantemente dependendo do processo de manufatura e manuseio. Segundo os autores está bem estabelecido de que a camada atômica mais externa é um fator chave para a osseointegração. Portanto, os autores afirmam que não se pode assumir que os resultados clínicos de um sistema de implantes sejam duplicados para outros similares, pois, mínimas diferenças podem afetar o desempenho clínico do implante. Este trabalho comparou as superfícies dos implantes Nobelpharma, Swede-Vent (Corevent), Osseodent e Implant Inovation usando espectroscopia por energia dispersiva de raios X (EDX),

espectroscopia eletrônica Auger (AES). Ao EDX Todos os quatro implantes mostraram titânio comercialmente puro. O espectro do implante da “Nobel” mostrou somente picos de Ti, assim como o implante da “Osseodent”. Ambos não mostraram contaminantes. O “Corevent” e o “Implant Inovation” mostraram traços de Si. Ao AES o espectro do implante da Nobel mostrou Ti, O, e pequena quantidade de S, C e Ca na superfície. Devido à superfície não ser totalmente lisa é muito difícil remover todo carbono. Parece lógico deduzir que o carbono é resultante do contato com o óleo residual. O implante Osseodent demonstrou Ti, O e pequena quantidade de Si (na forma oxidada) e S. O SiO_2 pode se originar do processo de limpeza. O “Corevent” confirmou a presença de Si na forma de óxido, talvez decorrente do processo de usinagem e polimento. Poucos picos de Cl, F, Ca e Na, possivelmente derivados da água utilizada no processo de manufatura. O “Implant Inovation” demonstrou Ca e P (forma oxidada), mas não Si, sendo que o Si encontrado na análise EDX esteja 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 da Nobel. Os implantes da Nobel e Osseodent não mostraram outro tipo de contaminante. O “Corevent” mostrou Ca em boa quantidade. O “Implant Inovation” mostrou P e Ca, (O P derivado provavelmente do ácido fosfórico do processo de limpeza com ácido fosfórico) e o Ca pode resultar da água de limpeza. Entre os aspectos que podem alterar a composição da superfície no processo de manufatura o, 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 e líquidos e autoclavagem (130⁰C a 140⁰C por 20 min). Os autores concluíram que cada uma das amostras deste estudo apresentaram graus variados de contaminação.

Schliephake et al (1993)⁴³ analisaram implantes de titânio por microscopia eletrônica de varredura antes e depois do uso experimental em porcos. Os tecidos peri-implantares foram examinados imediatamente após a cirurgia e 5 meses depois da implantação. Também foi utilizada uma sonda EDX para verificar a presença de 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 depois as partículas de titânio não foram observadas na superfície óssea próximo aos implantes. A determinação da concentração de titânio mostrou que os pulmões continham 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 subseqüente degradação lisossomal das partículas e transporte para os linfonodos e órgãos parênquimatosos distantes.

Olefjord et al (1993)³³ realizaram análise química por espectroscopia eletrônica da superfície de implantes de quatro marcas comerciais diferentes. A

camada de óxido que cobria os implantes era na sua maioria TiO_2 . Também foram observados TiO e Ti_2O_3 . As superfícies de todas as amostras estavam cobertas com contaminantes. Uma amostra estava contaminada com flúor, outra com cálcio e zinco e uma terceira amostra com cálcio e silicone. Os autores sugeriam que os contaminantes inorgânicos devem ser evitados pois eles possivelmente provocam a dissolução do titânio e salientaram que o titânio é um metal muito reagente sendo esta propriedade inativada pela formação da camada de óxidos, a qual confere ao titânio uma alta resistência a corrosão devido a sua estabilidade. Este é o fator primordial do sucesso deste metal como biomaterial de implante, afirmaram eles. Durante a fabricação e o manuseio a superfície dos implantes são contaminadas por contaminantes de natureza orgânica e inorgânica. Os inorgânicos podem ser danosos a biocompatibilidade porque podem catalisar reações do oxigênio e portanto aumentar a dissolução do metal. A absorção posterior de íons na camada de óxido pode aumentar a dissolução do metal. Os autores relataram ainda que implantes extraídos observados por microscopia eletrônica mostraram filamentos de fibras colágenas perpendiculares a superfície do mesmo separadas desta por uma camada basal de 20nm de espessura, sendo isto, dependente da composição química do material e que, sendo que a energia superficial da camada de óxidos do metal alta resulta numa maior adsorção das células e provavelmente aumenta a ligação celular. Segundo eles, os contaminantes diminuem a energia superficial dos metais e uma monocamada de contaminantes no processamento ou no material bruto pode invalidar a utilidade do implante. Os autores concluíram que o processo de produção dos implantes deve ser melhorado para evitar os contaminantes inorgânicos.

Vidigal et al (1993)⁵⁶ analisaram ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) e por espectroscopia por dispersão de energia (EDS), implantes de três marcas comerciais diferentes, compostos de titânio puro. Os resultados demonstraram que os implantes da marca “TF” e “SR-PRESS” apresentavam manchas escuras que resultaram de uma menor produção de elétrons secundários, causada por algum tipo de modificação superficial com a presença de contaminantes. O implante “TF” continha Al, derivado, segundo o autor, de algum óxido utilizado na limpeza, o implante “SR-PRESS” continha resíduos de Fe, oriundas provavelmente, do processo mecânico. Os autores ressaltaram que análises estatísticas demonstram existirem diferenças nos graus de sucesso entre diferentes sistemas de implantes e que, com a proliferação de marcas comerciais, pouco se sabe a respeito de suas propriedades de superfície como composição química, microestrutura, grau de contaminação e resistência à corrosão, o que tem efeito na formação da camada de óxido de Titânio, que em última análise é responsável pela osseointegração. Para os autores os resultados estatísticos dos implantes desenvolvidos por Branemark não devem ser usados para garantir a qualidade e eficácia de outros implantes.

Ameen et al (1993)³ analisaram através de espectroscopia eletrônica por raios X a superfície de placas de titânio fornecidas pela empresa Nobel, as quais passaram por um processo de limpeza e esterilização. Os resultados mostraram alta concentração de Carbono, sendo que outros elementos químicos como N, Ca, Na, S, P, Si, K e Pb também foram encontrados. Os autores relataram que a contaminação pode resultar dos processos de produção e esterilização do

material como impurezas externas. Salientaram ainda que o Ti CP 99% é diferente do material bruto se as impurezas não são removidas.

Callen et al (1995)¹² usaram espectroscopia fotoeletrônica de Raios-X para examinar o efeito da passivação da camada de óxido da superfície de placas de Ti6Al4V e Ti c.p. A passivação da liga e do Ti c.p. com ácido nítrico (protocolo ASTM-F86) é usado com a intenção de reduzir a reatividade da superfície e conseqüentemente aumentar a resistência a corrosão. Os autores verificaram que o tratamento reduz a camada de óxido na liga e não altera significativamente no Ti c.p. A observação utilizando espectrofotometria de absorção atômica em forno de grafite (GFAAS) para detectar elementos traço revelou um aumento dos níveis de Ti, Al e V na presença da superfície da liga passivada e não passivada. Em contraste a passivação por ácido nítrico não influenciou a superfície de Ti c.p.

Darvell et al (1995)¹⁵ realizaram um trabalho de observação por microscopia eletrônica de varredura e microanálise por raios-X com o objetivo de verificar o efeito de diversas formas de tratamentos de superfície quanto a presença de contaminantes externos de 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 ultra-som. Os autores detectaram alumínio associado com fragmentos isolados embebidos 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 um

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 encéfalopatia 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)²⁷ examinaram ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) e microanálise com sonda EDS dois implantes fabricados no Brasil e compararam os resultados com dois implantes importados. Os implantes nacionais apresentaram cavacos de usinagem, sendo que um deles (marca comercial Intralock) apresentou ferro em sua composição e outro (marca comercial De Bortoli) contaminação com material orgânico. Dos implantes importados o "TF" (Argentina) apresentou Si. O de melhor desempenho foi o Implamed. Segundo os autores, a importância do acabamento da superfície dos implantes está associada a remoção de todas as impurezas superficiais, dando condições à formação de uma camada de óxidos de boa qualidade. Os autores salientaram que, normalmente se utilizam cinco tipos de tratamento de superfície dos implantes após a usinagem: Jateamento com Sílica, jateamento com alumina, jateamento com plasma de titânio, tratamento com ácido e tratamento superficial com laser. Para os autores uma deficiência de acabamento pode comprometer o êxito da cirurgia, devido a formação defeituosa da camada de óxido de titânio, presença de cavacos e existência de tensões residuais sendo que o êxito do fenômeno da osseointegração inicia na fabricação do implante. Salientaram ainda que a

formação da camada protetora de óxido de titânio depende da velocidade e pressão de usinagem e das técnicas de esterilização.

Ong et al (1996)³⁴ pesquisaram *in vitro* os efeitos da topografia na composição química da superfície dos implantes de titânio e na resposta celular. Segundo os autores, a topografia da superfície tem uma função crítica na interação dos implantes dentais com os tecidos adjacentes. Tem sido proposto que um aumento na rugosidade da superfície pode resultar num aumento na deposição de Ca e P após a imersão em uma solução simuladora do meio fisiológico e que aumenta a produção de proteínas e Ca pelas células semelhantes a osteoblastos. As amostras sofreram dois tipos de tratamento, o jateamento com partículas de sílica e o polimento com óxido de alumínio e foram imersas numa solução simuladora do meio fisiológico com ausência de proteínas. As amostras foram, antes e depois de imersas, analisadas com espectroscopia fotoeletrônica por raios-X que indicou a presença de Ca, P, Na e Cl em ambas as condições após a imersão na solução livre de proteínas. Não foram observadas diferenças nas concentrações de P e Ca entre as amostras jateadas antes e depois da imersão na solução. O percentual de proteínas retidas na solução aumentou muito nos 3 primeiros dias de estudo.

Vezeau et al (1996)⁵⁵ num estudo "*in vitro*" avaliaram através de microscopia eletrônica de varredura, espectroscopia por raios-X, 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 e o grupo controle foi com discos plásticos. As superfícies contaminadas continham com O, C e N. Os

resultados demonstraram que as peças esterilizadas por UV não mostraram 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.

Campos Júnior et al (1996)¹³ relataram que uma das razões para o sucesso biológico dos implantes osseointegrados são as características do titânio. Os autores relataram que podem existir mais de 35 metais diversos nos implantes, a maioria dos quais pode ser encontrada em quantidades traço no organismo humano (de 10^{-4} até 10^{-8} por g). Estes elementos podem ser considerados como produtos essenciais para o metabolismo, como tóxicos ou como incidentais. 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, W e Pb. Alguns destes elementos podem ser tóxicos, dependendo da concentração como o Pb, que é tóxico quando excessivo, mas outros como o Li, 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 do Al com 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 Ti podem ser considerados ooncogênicos em certas situações laboratoriais, além do Co e Ni que são importantes alergênicos. Para os autores 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 efeito totalmente conhecido sobre o organismo humano, especialmente quando em longo período de contato. Os autores concluíram que os contaminantes inorgânicos podem ser importantes, pois tem a capacidade teórica de dificultar o processo de bioadesão porque podem catalisar uma reação de oxigênio e aumentar a dissolução do titânio, salientando que os efeitos deletérios do titânio podem ser ativados por esta dissolução, pois a camada superficial de oxidação é, enfim, o elemento protetor do organismo contra estes efeitos.

Hellsing (1997)²⁰ analisou a superfície de implantes osseointegráveis lisos de 4 marcas comerciais, (Nobel Biocare, 3i, Implamed e Restore) sendo que as amostras mostraram diferenças consideráveis na composição da camada de óxidos. Os implantes Nobel Biocare mostraram uma camada de óxidos de alta pureza, com a mais elevada concentração de O e Ti, e também menor concentração de todos os contaminantes encontrados com exceção do Boro. A análise foi realizada por espectrofotometria eletrônica Auger (AES). Os resultados também mostraram que os implantes da marca Nobel Biocare tinham uma maior concentração de oxigênio (1,5 vezes maior que os outros), nível de carbono 50% menor, sendo a composição dos mesmos menos variável e mais reproduzível. 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 (S), 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 menor 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 cliente.

Smith et al (1997)⁴⁸ analisaram a concentração de íons de Ti, Al e V no sangue de pessoas portadoras de implantes osseointegráveis. Para eles, a liberação de íons metálicos dos implantes para os tecidos vizinhos e o sangue esta bem documentada, mas a sua extensão e implicação são controversas. Os autores analisaram 52 pacientes e não detectaram alterações na concentração sanguínea destes íons metálicos. Relataram estudos em modelos animais e humanos que demonstram o acúmulo sistêmico e local de íons metálicos, e alguns estudos "*in vitro*" demonstrando efeitos no sistema imune com influência no comportamento e regulação celular, contribuindo para a osteólise. Destacaram a relação do alumínio com a doença de Alzheimer.

Taborelli et al (1997)⁵² apresentaram uma investigação das 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 micro-

irregularidades, 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 mostraram TiO_2 com menores quantidades de C, S, Si e Ca.

Aronsson et al (1997)⁷ realizaram uma pesquisa sobre o tratamento de superfície de implantes com diversos tipos de plasma incandescente. Utilizaram cilindros usinados de titânio c.p. (Permscand, Sweden®). Após a usinagem os cilindros foram lavados com ultra-som em sucessivos banhos de tricloro-etileno, acetona e metanol por 7 min cada. As amostras foram elétropolidas. Algumas amostras foram anodizadas com ácido sulfúrico e, novamente limpas, com ultra-som associado aos mesmos solventes. Após foram aplicados plasmas de argônio puro, O_2 e de nitrogênio. Para a caracterização da superfície foi utilizado espectroscopia eletrônica Auger (AES), espectroscopia fotoelétrica por raios-X (XPS), microscopia de força atômica, microscopia eletrônica de varredura e microscopia óptica. Os resultados demonstraram que, dependendo da voltagem e da corrente da descarga, da composição do gás e do tempo de tratamento, a espessura e a composição química da superfície de titânio pode variar amplamente. Os autores salientaram que o tratamento com plasma incandescente é um método freqüentemente usado para a limpeza, preparação e modificação do biomaterial e da superfície dos implantes. Os méritos deste tratamento, no entanto, dependem muito dos parâmetros dos processos. Quando utilizados em parâmetros apropriados o tratamento com plasma de argônio remove todos os

elementos traço contaminantes e todas as impurezas produzindo uma superfície limpa. Entretanto quando parâmetros inapropriados são utilizados o resultado pode ser o aumento da contaminação. Segundo os autores, alguns contaminantes são relacionados diretamente com os métodos de preparação utilizados como, por exemplo, resíduos da asperização com jatos de partículas (ex. Si e Al), resíduos ou reação das camadas processadas por fluídos utilizados (solventes de limpeza, eletrólitos, corrosivos) e resíduos do processo de esterilização por autoclave ou óxido de etileno. Além disto, os autores observaram que praticamente todas as superfícies são contaminadas com moléculas orgânicas oriundas da absorção do ar. Para eles, os efeitos biológicos dos contaminantes na sub-monocamadas não são totalmente conhecidos mas, a menos que seja provado o contrário, eles são importantes. Os autores destacam que está comprovado por outras áreas científicas e tecnológicas que átomos ou moléculas estranhos na superfície podem alterar dramaticamente as propriedades como, por exemplo, a reatividade ou a performance do material e seus componentes. As amostras usinadas e tratadas com plasma de argônio mostraram a presença dominante de Ti, O e C demonstrando que a superfície consiste de óxido e espécies de carbonatos. Para os autores, o carbono residual reflete uma mistura de moléculas orgânicas, (provavelmente resíduos dos solventes e subsequente absorção pelo ar). Quando comparado com a amostra controle que foi usinada e limpa com solvente (que possuía Al, Si, S, Cl, Ca, etc), a amostra que recebeu o tratamento com plasma de Ar não mostrou traços desses contaminantes, além disto, o nível de C encontrado foi bem menor. Estes resultados, segundo os autores, demonstraram que o plasma de Ar é um método eficiente para a limpeza e remoção das camadas

nativas, desde que parâmetros de processo adequado sejam usados. Duas amostras eletropolidas foram previamente contaminadas com impurezas inorgânicas como Cu, Al, Na e Cl. Após, foi aplicado o tratamento com plasma de Ar o qual não conseguiu remover estes contaminantes sem formar compostos de carbono. As amostras tratadas com plasma de O₂ não mostraram outros elementos além de Ti, O e C, o que indica que a oxidação por plasma de O₂ produz uma camada completamente inerte, mesmo após vários dias em contato com o ar, uma vez que o único contaminante é o carbono. As amostras tratadas com plasma de N₂ mostrou predominância de Ti, O, N e sinais de C. Os autores concluíram que o uso de plasmas de Ar e O₂ utilizados dentro de parâmetros adequados são bons métodos de limpeza de superfície para biomateriais, sendo que o plasma de N₂ sempre forma nitratos de Ti.

Smith (1998)⁴⁶ realizou uma revisão da literatura e salientou que os processos de preparação da superfície dos implantes osseointegráveis são muito variáveis e que os efeitos em longo prazo de 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 a superfícies padronizadas e para medir níveis de elementos traços e sub-traços para estabelecer limites normais e patológicos. Dentro da sua revisão, o autor cita um trabalho que demonstrou a presença de titânio em osteossarcoma humano.

Davies (1998)¹⁶ realizou uma revisão da literatura sobre o mecanismo da osseointegração e demonstrou que a mesma ocorre pelo crescimento de osso na superfície do implante (osteogênese de contato) e pode fenomenologicamente ser dividida em três fases distintas que podem ser estudadas experimentalmente de forma separada. A primeira, osteocondução, diz respeito a migração de células osteogênicas para a superfície do implante através do tecido conjuntivo temporário. A ancoragem deste tecido conjuntivo temporário 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, irá criando a interface osso-implante compreendendo a formação de osso novo. 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. O autor concluiu que o desenho da superfície do implante otimiza a resposta biológica durante todas as fases da osseointegração.

Espósito et al (1998)¹⁷ em uma extensa revisão da literatura da língua inglesa sobre 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 podem 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 atribuída a 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 da biocompatibilidade em termos funcionais é extremamente difícil até o momento. O Titânio e a liga de Ti6Al4V são altamente resistentes a corrosão e possuem um alto grau de biocompatibilidade. Observações de experimentos "*in vivo*" e "*in vitro*", tem 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 bio-inertes 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, como sistêmica sendo que, mesmo em pequenas quantidades, os elementos traço tem sido encontrados em vários órgãos e no sangue quando tecnologias apropriadas e sensíveis foram usadas. Na revisão supracitada os autores observaram que há um aumento da concentração de íons de titânio nas áreas relacionadas a implantes osseointegrados e suspeitam 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 devido a presença do Al. Os autores observaram que o papel da contaminação da superfície nas falhas dos implantes não esta bem estabelecida. Uma das hipóteses é que os contaminantes possam ser liberados

no tecido e causar reação inflamatória.

Glantz (1998)¹⁹ realizou uma revisão de literatura sobre os materiais para a confecção de implantes dentais. Destacou que um grupo significativo de fatores têm sido identificados no que diz respeito a qualidade química da superfície dos implantes. Segundo o autor, estes fatores são importantes devido a tendência que a superfície metálica apresenta de absorver átomos ou moléculas, conectando os aspectos químicos com a biocompatibilidade. 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. Ele afirmou 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 a dos metais crus, a biocompatibilidade dos óxidos é um parâmetro relevante na implantodontia. Os metais como titânio, zircônio, tântalo e alumínio formam óxidos estáveis. O autor destacou ainda que 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.

Mouhiy et al (1998)³⁰ realizaram um estudo para comparar a contaminação orgânica e inorgânica de 17 implantes Branemark retirados de 9 pacientes por diversos motivos com um grupo controle de 2 implantes sem uso. Os métodos utilizados foram XPS e SEM. Os implantes que falharam foram examinados antes e depois de receberem 6 diferentes tipos de tratamentos na

tentativa de limpar a superfície dos mesmos. O objetivo foi o de comparar os métodos de limpeza. Os implantes novos apresentaram ranhuras de usinagem e a espectrofotometria por Raios-X de pontos contaminados mostrou a presença de oxigênio, nitrogênio e carbono numa concentração de 55,1%, 2,7% e 25,5% respectivamente, o titânio neste local apresentou a concentração de 16,6%. Nos implantes retirados e examinados sem nenhum tratamento de limpeza, além de diversos contaminantes orgânicos como restos celulares, fibras e bactérias, foram encontrados com XPS, em um determinado local, a concentração de 75,55% de C, 18% de O e 4% de N. Todos os implantes que receberam um dos 6 tipos de tratamento (Limpeza com álcool por 10min, ultra-som, método abrasivo, ácido cítrico, laser Co_2 e laser Co_2 em solução salina) também apresentaram contaminantes em diferentes proporções sendo que alguns tiveram o acréscimo do Cl e Na. Segundo os autores, a contaminação com carbono é devido ao contato com ar.

Pilliar et al (1998)³⁸ salientou em uma revisão de literatura que é de suma importância para o processo de osseointegração dos implantes dentais as características da sua superfície definidas pela topografia, composição química e carga elétrica, sendo que a limpeza da superfície do implante e a contaminação durante o processo de fabricação e manuseio tem uma importância fundamental. Para os autores, os contaminantes podem afetar a respostas dos tecidos do hospedeiro e levar a falha do implante a despeito da forma topografia da superfície.

Santos & Santos (1998)⁴¹ analisaram as características químicas e homogeneidade de implantes de 9 marcas comerciais diferentes, seis de cada

marca, de lotes de fabricação diferentes tendo como grupo controle a marca Nobelpharma chegando a conclusão que os implantes de marca Implamed, Restore, INP e Intralock apresentam resultados semelhantes ao grupo controle e que nas marcas 3I, de Bortoli, S, HT e SR o número de leituras com elementos químicos diferentes é 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 químicos pelo implante para o meio fisiológico.

Siqueira & Dias (1998)⁴⁵ realizaram uma revisão de literatura onde destacaram que o Brasil tem se preocupado com a normatização dos implantes usados em odontologia, através da ABNT, respaldada pelas normas ISO através do comitê 26 (CB 26) e que a limpeza da superfície de um implante não deve ser confundida com a esterilização, já que no processo de limpeza ocorre a remoção de contaminantes resultantes do processo de manufatura, sejam orgânicos ou inorgânicos, enquanto que na esterilização há uma destruição microbiana sem a eliminação de resíduos. Nos diferentes processos de esterilização a camada de óxido não é afetada quanto a sua espessura, embora o uso de autoclave possa provocar uma contaminação por flúor. Já, no processo de limpeza as

contaminações grosseiras devem ser removidas, embora não se assegure a ausência de contaminantes. Outros fatores que podem contaminar a superfície dos implantes são os processos industriais de jateamento responsáveis pelas rugosidades da superfície que podem depositar resíduos na mesma, os quais podem alterar a resposta biológica.

Sawase et al (1998)⁴² investigaram as características químicas da superfície de implantes, Branemark (Nobel Biocare), IMZ (Friatec) e ITI (Straumann), através de espectroscopia eletrônica Auger (AES) e espectroscopia fotoelétrica por raios X. No implante do tipo Branemark foi encontrado titânio puro dentro da camada de óxido. Ao contrário, no IMZ e no ITI que possuem superfície com plasma spray de titânio, também foram encontrados átomos de oxigênio em grandes profundidades. Todos os implantes mostraram diferentes concentrações de Ti, O e C. O implante da Nobel Biocare demonstrou aumento de Ti e diminuição de O com a profundidade, a concentração de C foi baixa (<5%) em toda a área, exceto na camada mais externa. A concentração de C foi considerada como uma contaminação durante a produção e manipulação dos implantes. O IMZ e o ITI mostraram 30 % a 40% maior de C que o implante da Nobel. Os autores concluíram que, os três tipos de implantes apresentaram característica químicas diferentes na sua superfície e salientaram que a espessura e a composição da camada de óxidos depende muito das condições de manufatura.

Stenemann (1998)⁴⁹ apresentou uma monografia sobre a presença de contaminantes na superfície dos implantes osseointegráveis de titânio. Salientou que os tecidos não toleram implantes com elétrons livres e onde metais, como um elemento traço essencial, ocorrem na interface e não como resultante da

alimentação no seu estado elementar. Segundo ele, dados coletados de estudos experimentais de corrosão “*in vivo*” de vários elementos metálicos e de ligas metálicas revelam que a reação nos tecidos pode ser “toxicidade”, “seqüestro” ou “inércia”. Entre os elementos tóxicos estão cobalto, cobre, níquel e vanádio. ferro, molibidênio, alumínio, ouro e prata, provocam seqüestros. As Ligas de titânio, nióbio, plutônio, tântalo e zircônio são inertes, sendo o titânio o mais inerte de todos. Em um estudo de cultura de células observou que os fibroblastos podem proliferar em contato com titânio, nióbio, zircônio e tântalo, mas não em contato com Molibidênio e que osteoblastos cultivados em discos de metais puros demonstraram alguma inibição para alumínio e total para cobre, zinco, ferro, vanádio, níquel, prata, nióbio e tântalo, não sofrendo inibição em presença de titânio e zircônio.

Arys et al (1998)⁸ apresentaram um trabalho onde utilizaram várias técnicas para caracterizar a superfície de implantes de 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 Bränemark[®]). A análise da composição química da superfície e das camadas profundas dos implantes foi realizada com espectroscopia fotoeletrônica por raios X (XPS). Os cortes histológicos foram analisados por microscopia óptica, XPS e análise eletrônica por microsonda. Nenhum dos implantes que falharam apresentaram uma 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 oxi-redução, 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 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 de 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 das falhas. A presença de elementos externos no material indicam um possível contato com contaminantes de origem desconhecida e não controlada.

Espósito et al (1999)¹⁸ realizaram uma pesquisa para analisar através de microscopia eletrônica de varredura, (SEM) e espectroscopia eletrônica Auger (AES), a topografia da superfície, composição e espessura da camada de óxido de implantes Branemark (Branemark System, Nobel Biocare) que falharam, com o objetivo de verificar as possíveis causas. Foram examinados 20 implantes, sendo que 10 falharam antes de receber carga e 12 implantes dentro de um período de 8 anos. Utilizaram 2 implantes sem uso como controle. Os resultados mostraram que os implantes controle tinham sinais claros de titânio, enquanto que as outras amostras retiradas apresentavam picos de Ti ou mesmo não apresentavam Ti na

camada externa. O Carbono foi um elemento dominante, alguns casos mostraram N e as vezes foram detectados Na, Ca, P, Cl, S e Si. Segundo os autores, a contaminação por Si foi, possivelmente devido a íons livres da embalagem de vidro e os outros resultantes do processo de fabricação, limpeza e esterilização. A maior exceção foi uma amostra que mostrou Mg como contaminação dominante, sendo que a origem pode ter sido o contacto com a luva. Os autores não indicam alguma causa relacionada ao material para a perda destes implantes sendo que as possíveis causas foram perturbação da cicatrização, infecção e sobrecarga. Na discussão os autores destacaram que a integração dos implantes de titânio tem sido possível graças a biocompatibilidade da camada de óxido superficial. Os autores salientaram a importância da limpeza da superfície do implante e que uma pequena quantidade de flúor pode alterar dramaticamente a superfície do óxido de titânio durante a autoclavagem. Os autores sugeriram que os contaminantes da superfície iniciam e mantêm um processo inflamatório, o qual prejudica a cicatrização, provocando possivelmente a dissolução do titânio. Também foi sugerido que uma única monocamada de contaminantes do ambiente ou da matéria bruta pode inviabilizar a utilidade do implante. Os autores afirmaram ser possível que, em alguns implantes que falham em obter a osseointegração, a causa seja a presença de contaminantes na superfície, enquanto que aqueles que falham tardiamente podem ter uma dissolução progressiva do Ti ao longo do tempo e salientaram estar bem definido que depois da osseointegração a camada de óxidos continua a aumentar em espessura ao longo dos anos, passando de 50Å a 2000Å após 6 anos em função.

Acero et al (1999)¹ examinaram por microscopia eletrônica de varredura 37 placas para osteossíntese de Ti c.p. retiradas de 23 pacientes que sofreram cirurgia por trauma ou deformidade facial. As placas foram removidas com a utilização de brocas de tungstênio. 81,8% 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 e um grau mais elevado que os esperado de corrosão. Os autores não relacionaram estes resultados com as complicações clínicas observadas.

Mazzonetto et al (1999)²⁹ analisaram através de microscopia eletrônica de varredura três implantes dentais de marcas comerciais diferentes disponíveis no Brasil. Detectaram a presença de contaminantes em lugares diferentes das amostras, destacaram a presença de ferro, oriunda do processo de usinagem. Os autores afirmaram que a presença de contaminantes era devido a 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 (Implant Group of APM Sterngold, Sunire, Flórida, EUA) constituído de superfície lisa. No implante HIS sem tratamento de superfície a presença de contaminantes foi evidente, com resíduos de ferro. Nos implantes que passaram por um 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.

Puelo & Nanci (1999)⁴⁰ fizeram uma revisão da literatura a respeito da

interface entre o osso e o biomaterial salientando que os estudos morfológicos revelam a heterogeneidade da mesma. Um aspecto freqüentemente encontrado, no que diz respeito ao material, foi uma zona interfacial afibrilar comparável a uma linha de cimento e lâmina limitante na interface osso e dente natural. Esta camada interfacial eletro-densa é rica em proteínas não colágenas como osteopontina e sialoproteínas ósseas. Segundo os autores a performance dos biomateriais compreende dois componentes, a resposta do hospedeiro ao implante e o comportamento do material no hospedeiro. Destacaram que, quase como um evento imediato após a implantação de metais, bem como outros materiais, ocorre a adsorção de proteínas vindas pelo sangue e fluídos teciduais e posteriormente, na atividade celular da região péri-protética. Uma vez na superfície as proteínas podem ser dissolvidas (vivas ou desnaturadas, intactas ou fragmentadas) ou permanecer para mediar as interações tecido-implante. Salientaram que a natureza deste filme condicionante depositado nos materiais, pode ser responsável pela resposta do hospedeiro. Os autores revisaram uma ampla literatura *"in vivo"* e *"in vitro"* sobre a oxidação dos implantes metálicos demonstrando que, embora estes materiais tenham sido selecionados pela estabilidade de seu filme de óxidos, eles ainda sofrem alterações eletroquímicas no meio fisiológico. Citaram como exemplo, o titânio c.p. que, dependendo do processo de esterilização, tem uma espessura de óxido de 2-6nm antes da implantação e implantes retirados de tecidos humanos apresentam um filme de óxidos duas a três vezes mais espessos. Estudos de análise de superfície revisados neste trabalho, mostram que a composição química da camada de óxidos pode ser alterada pela incorporação de Ca, P e S. O contínuo crescimento

da camada de óxidos se reflete nos eventos eletroquímicos da interface osso-implante. Para os autores, outra consequência destes eventos está relacionada com a presença de íons metálicos nos tecidos e os produtos da biocorrosão que se acumulam localmente e também podem ser espalhados sistemicamente. Elevados níveis de componentes metálicos tem sido detectados nos tecidos peri-implanteres, no soro e na urina de pacientes com implantes. Como exemplo, citaram que níveis metálicos acima de 21 ppm de Ti, 10,5 ppm de Al, 1 ppm de Co, 1,5 ppm de Mo tem sido encontrado ao redor de implantes encapsulados por tecido fibroso. Os tecidos podem englobar algumas partículas de metal, mas as porções não refletem a composição bruta da liga. Os autores destacaram ainda que quantidades traço de metais são essenciais para a saúde, mas podem ser tóxicos ou causar reações de hipersensibilidade e que, em estudos “*in vitro*”, íons metálicos, mesmo em doses sub-letais, interferem com a diferenciação dos osteoblastos e osteoclastos.

Lacefield (1999)²⁶ realizou uma revisão bibliográfica onde coloca que a composição da superfície do implante pode ser ligeiramente diferente da composição do metal bruto e também de um implante para outro. A superfície metálica apesar de estar passiva pela presença da camada de óxidos pode, mesmo assim ter uma reação com átomos e moléculas nos tecidos dentro de alguma condições. Coberturas, implantação de íons ou outros tratamentos que alteram a superfície podem também alterar as reações iônicas. Pequenas alterações nas quantidades de oxigênio e ferro na constituição da liga de titânio podem influenciar as propriedades mecânicas. As alterações nas superfícies metálicas podem ocorrer “*in vivo*” e podem diminuir a biocompatibilidade do

implante. A superfície do implante pode sofrer alterações devido a oxidação, precipitação de seus componentes, atração de outros elementos e corrosão podendo ocorrer a liberação de vários tipos de íons. O titânio utilizado tem alta resistência a corrosão. Segundo os autores, muitas alterações podem ser feitas na superfície dos implantes de titânio, estes tratamentos incluem a passivação, anodização, implantação de íons e texturização. Há também técnicas de descargas incandescentes que podem aumentar a energia superficial do metal e afetar a ligação das proteínas na superfície. A alteração da textura superficial pode ser obtida com jateamento de óxido de alumínio (podem permanecer partículas de Al na superfície) ou partículas cerâmicas, plasma spray de titânio e ataque ácido. Alguns fabricantes preferem o Ti c.p. ao Ti-6Al-4V porque acreditam que o Al e o V como elementos tóxicos, podem provocar alguns efeitos indesejáveis. Estudos comparando os dois materiais mostram que a camada de óxido de ambos é dióxido de Ti com pequenas quantidades de C e N e outros contaminantes.

Anselme et al (2000)⁵ realizaram uma pesquisa sobre a proliferação e a adesão de células osteoblásticas de rato e células osteoblásticas primárias humanas numa amostra de liga de Ti6Al4V com vários graus de rugosidade na superfície. As superfícies foram polidas mecânica ou manualmente e preparadas de modo a apresentar rugosidades com jatos de partículas de óxido de alumínio. Os parâmetros de rugosidade mostraram uma correlação negativa com a proliferação e adesão celular e a microanálise química com microsonda de raios-x mostrou uma completa alteração na composição da liga após o jateamento. Uma camada de óxido de alumínio foi observada em todas as amostras. Os autores

suspeitaram que este contaminante foi o responsável por uma alteração na proliferação e adesão celular na superfície tratada. Segundo os autores, os resultados mostraram o significado da análise superficial depois do tratamento das superfícies e antes do uso biológico dos implantes.

Anselme (2000)⁴ também realizou uma revisão da literatura sobre os mecanismos de adesão dos osteoblastos aos biomateriais destacando a associação dos fatores osteoindutivos e das células osteogênicas com estes materiais. Relatou que, em ambos os casos, o entendimento do fenômeno da adesão celular e, em particular, o entendimento das proteínas envolvidas na adesão dos osteoblastos em contato com os biomateriais é de fundamental importância (proteínas da matriz extracelular, proteínas citoesqueléticas, integrinas, cadherinas, etc). Segundo o autor, durante a interação dos osteoblastos, suas expressões são alteradas de acordo com as características da superfície dos materiais e o entendimento das proteínas envolvidas na adesão dos osteoblastos abre novas possibilidades para a aplicação destas proteínas (ou peptídeos sintéticos) na superfície dos materiais funcionando como um vetor durante o desenvolvimento de materiais híbridos. O autor destacou que as características da superfície dos biomateriais como, topografia, composição química e energia superficial tem um papel fundamental na adesão dos osteoblastos aos biomateriais, sendo a ligação, adesão e difusão a primeira fase da interação célula /material. A qualidade desta primeira fase irá influenciar a capacidade das células se diferenciarem e proliferarem por si só na superfície do implante. Estas características determinam como as moléculas biológicas serão adsorvidas na superfície e mais particularmente determinam a orientação da

adsorção celular e determinam o comportamento celular em contato com a superfície. Portanto, a qualidade da adesão depende inicialmente da adesão de proteínas. A diversidade das respostas celulares decorrem da capacidade que as células possuem de diferenciar os materiais de diferentes composições químicas. Para o autor, as superfícies do titânio são diferentes do material desnudado, por razões termodinâmicas elas contêm partículas insaturadas que absorvem contaminantes. Os processos de limpeza e esterilização do Ti c.p. têm efeitos cruciais na adesão celular "*in vitro*", induzidos por modificações químicas da superfície. O autor destaca que procedimentos impróprios de tratamento descarga de plasma (um método freqüentemente utilizado para limpeza, preparação e modificação de biomateriais) pode produzir resultados indesejáveis e irreprodutíveis. Na liga Ti6Al4V, óxido de Al e não de V foi detectado nas superfícies usinadas. A concentração de Al na camada externa da superfície pode constituir-se num risco potencial para a dissolução do alumínio nos tecidos adjacentes. Conseqüentemente, afirma o autor, deve ser tomado muito cuidado com a preparação da superfície destas ligas. Os efeitos da preparação da superfície na citocompatibilidade celular devem ser verificados antes do seu uso cirúrgico, porque as propriedades biológicas do material em si podem ser altamente modificadas. O autor conclui que as células não interagem com o material propriamente dito. A cada etapa, o material é condicionado com componentes do fluido biológico e o pH, a composição iônica e a força da solução e temperatura dos grupos funcionais e dos substratos são fatores determinantes da adsorção de proteínas como vironectina e fibronectina, sendo que alterações na conformação da fibronectina podem alterar a sua afinidade com

os receptores celulares.

Binon, et al (2000)¹⁰ realizou uma excelente revisão sobre os sistemas de implantes existentes até então e salientou que atualmente temos mais 80 companhias no mundo todo, sendo que a indústria apresenta três ou quatro modelos básicos e mais de 90 variações e clones. Segundo 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 Ti CPT3, 1 CPT1 e 1 CPT2. O Astra Tech e Implant Innovations dizem utilizar 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 feitos somente quando o material utilizado não é identificado em outros métodos comercializados e vem tendo grande interesse pela certificação de qualidade pelas normas ISO (International Organization for Standartization), cujo objetivo é a unificação de padrões.

Cheung et al (2000)¹⁴ relataram um caso de falha de uma reconstrução maxilar com placa de titânio, onde a análise por microscopia eletrônica de varredura mostrou alta concentração de oxido de alumínio (Al_2O_3). Segundo os

autores a causa identificada foi a contaminação da placa durante o processo de limpeza e jateamento com partículas de óxido de alumínio.

Placko et al (2000)³⁹ examinaram os efeitos dos diferentes tratamentos (polimento, eletropolimento e jateamento) na morfologia e composição química de discos de Ti c.p. e da liga Ti-6Al-4V. Segundo os autores as características químicas da superfície dos implantes influenciam diretamente nas interações com os tecidos. Salientaram que a aposição direta do osso na superfície de Ti c.p. resulta em ligação celular e estabilidade do implante, sendo a biocompatibilidade do titânio atribuída a camada de óxidos e sua passividade, responsáveis pela alta resistência a corrosão deste metal. Para eles a combinação dos efeitos da morfologia e da química da superfície na resposta do hospedeiro deve ser considerada, bem como a presença de contaminantes e a espessura da camada de óxidos. A superfície de óxidos da liga Ti-6Al-4V e do Ti c.p. embora similar, apresenta diferenças que podem ter implicações biológicas. A camada de óxidos formada na superfície usinada ou polida consiste de TiO_2 com oxigênio, carbono e nitrogênio presentes como contaminantes e pequenas quantidades de sódio, cloro, silício, cálcio, fósforo e enxofre que não foram observados em todas as espécies. Na camada de óxido da liga foi encontrado alumínio mas não vanádio. Este estudo utilizou os métodos de microscopia eletrônica de varredura (SEM) e microscopia de força atômica (AFM) para avaliar a morfologia e para avaliar a composição química espectroscopia por energia dispersa (EDS) e espectroscopia eletrônica Auger (AES). No que diz respeito a análise química os resultados com a sonda EDS revelaram que a liga Ti-6Al-4V continha pequenas quantidades de Al (5%) e V(3%), sendo que a composição da massa não variou com o tipo de

tratamento. Já a análise com AES revelou C, O e Ti na superfície da liga e do Ti c.p. A amostra eletropolida apresentou picos de C, Ca e Cl. Para todas as amostras o oxigênio apresentou uma concentração alta. A amostra eletropolida apresentou menor concentração de Carbono. A concentração de Ti, C e O foi similar em todas as amostras. Concentração adicional de Ca na amostra jateada e de Ca e Cl na eletropolida chamaram atenção. Os autores salientaram que a presença do Ca na amostra jateada se deve ao processo que envolve o bombardeamento da superfície com fosfato de cálcio e a presença do Cl nas amostras eletropolidas dizem respeito a solução utilizada neste processo que contém 6% de ácido perclórico. Os autores concluíram que, em geral a superfície de todas as amostras consistiam de TiO_2 com contaminantes orgânicos e *quantidades traço de contaminantes inorgânicos.*

Sykaras et al (2000)⁵¹ 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 as suas propriedades biomecânicas, domínio dos processos de tratamento, usinagem, polimento e esterilização. Os autores afirmaram que o titânio e suas ligas são os metais mais utilizados, mas que os componentes protéticos ainda são confeccionados com ligas áuricas, aço inoxidável, cromo-cobalto e níquel -cromo, com conseqüente potencial para correntes galvânicas e possíveis efeitos 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 a 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 a 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 celular e na morfologia celular tem sido demonstrado na literatura e que estes contaminantes são resultado dos processos de produção e esterilização.

Orsini et al (2000)³⁵ analisaram a superfície de 10 implantes com superfície lisa e 10 implantes com superfície rugosa. Em todos os implantes analisados foi detectada a presença de oxigênio e titânio, em quantidades diferentes para cada implante. Outros elementos como o cloro, cálcio, silício, fósforo e nitrogênio estavam presentes em pequenas quantidades. Nos implantes jateados sem o tratamento com o ácido foi detectado a presença de alumínio que não foi removido com a limpeza ultra-sônica.

Pasquinelli (2001)³⁷ estudou seis implantes osseointegrados de titânio comercialmente puro (três nacionais e três importados) através de um microscópio eletrônico de varredura e de uma microsonda EDS (espectroscopia de energia dispersiva). Em cada implante foram selecionadas três áreas de leitura: ponta do implante (ápice), parte 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, aos processos mecânicos, à esterilização a vapor, sendo portanto, advindos de falhas no processo de produção.

Sendyk et al (2001)⁴⁴ analisaram através de um microscópio eletrônico de varredura, uma determinada marca comercial de implantes, visando qualificar e quantificar os contaminantes presentes na superfície dos mesmos. As contaminações observadas foram submetidas à análise por EDS (espectroscopia de energia dispersiva) através de uma microsonda. Os autores concluíram que os implantes dentários apresentaram contaminantes em sua superfície, as quais podem dificultar, ou mesmo impedir parcialmente o fenômeno da osseointegração e que os contaminantes mais encontrados foram silício, cloro, alumínio, carbono, enxofre, bário e ferro em ordem decrescente.

Nakagawa et al (2001)³² estudaram os efeitos na resistência à corrosão das soluções contendo flúor no titânio e suas ligas através polarização anódica. A quantidade de titânio dissolvido foi examinada por espectroscopia de plasma de massa. As amostras foram examinadas com espectroscopia fotoeletrônica de raios-x antes e depois de medidas. O titânio e suas ligas foram facilmente corroídas mesmo em baixas concentrações de flúor num meio ambiente ácido.

Mustafá et al (2002)³¹ analisaram as variações na camada de óxido da superfície de Ti c.p. jateadas com partículas 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 fotoeletrônica de raios-x (XPS). A análise EIS revelou uma área de superfície até 6 vezes maior e que, após 28 dias de cultura, a resistência a 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 tinham 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 íons na superfície do implante.

Velten et al (2002)⁵⁴ realizaram uma pesquisa para verificar várias formas de melhorar a camada de óxidos uma vez que a excelente biocompatibilidade do titânio e de suas ligas utilizadas para fins médicos estão associadas a ela. Para um melhor entendimento das reações teciduais em contato com a camada de óxidos, o conhecimento das propriedades químicas e físicas desta camada os autores produziram neste estudo um filme de óxido de titânio em superfícies de Ti c.p. e Ti6Al4V por oxidação térmica, anodização, e por soluções em forma de gel. A espessura e a estrutura do filme produzido foi analisado por ellipsometria, espectrometria por raios infravermelhos, e difração de raios-X. As propriedades de corrosão destas camadas foram investigadas pela curva da corrente de potencial de densidade dentro de condições fisiológicas. Independente do método utilizado, a resistência a corrosão foi aumentada tanto na liga como no Ti c.p.

Tavares Júnior (2002)⁵³ em uma revisão da literatura sobre a

contaminação química superficial dos implantes osseointegrados concluiu que os mesmos apresentam contaminações na superfície oriundas dos processos de fabricação, limpeza, esterilização e embalagem, além dos processos mecânicos e de tratamento de superfície. Segundo sua revisão as contaminações podem impedir parcial ou totalmente a osseointegração, sendo que os contaminantes mais destacados foram o carbono, cálcio, fósforo, sódio, flúor, silício, cloro, enxofre, alumínio, ferro e nitrogênio. Para o autor são necessários estudos experimentais para que se possa estabelecer limites de contaminação e para verificar até que ponto esses elementos químicos são patológicos para o meio fisiológico.

4. Materiais e Métodos

Utilizamos neste estudo duas amostras de implantes de superfície lisa dos seguintes modelos e marcas comerciais:

- ✓ Três implantes Nobel (Nobel Biocare Göteborg Sweden) lotes de fabricação 25977 RP, 629305 e 631259 com data de validade até 2006;
- ✓ Três implantes Lifecore (Lifecore Biomedical Inc. Chaska MN U.S.A .) lotes de fabricação 75022595, 75021421 e 75021135 com data de validade até 2007;
- ✓ Três implantes 3I Implant Innovation Inc. (Palm Beach Gardens FL U.S.A) lotes de fabricação 1443777, 140571 e 144378 com data de validade até 2006;
- ✓ Três implantes Implamed (Sterngold Implamed Dental Implant Systems U.S.A) lotes X0225, X1066 e x0663 com data de validade até 2005;
- ✓ Três implantes Neodent (Neodent Implantes Osteointegráveis PR, Brasil) lotes de fabricação L6207 A g2T , L63428et2T e L6174Ag2M com data de validade até 2005;
- ✓ Três implantes Conexão (Conexão Sistemas de Prótese SP, Brasil) lotes de fabricação 5464, 4374 e 4367, com data de validade até 2005 e 2004.

As amostras foram adquiridas no comércio de forma aleatória em embalagens seladas e estéreis, prontas para uso. A análise da superfície foi realizada com o microscópio eletrônico de varredura (MEV) da marca Philips FEI – modelo XL-30 TMP, Eidhowen, Holanda (Fig. 4.1) e os elementos químicos identificados através de microsonda EDS da marca Noran, modelo Voyager, USA Instruments. (Fig. 4.2 e 4.3).



Fig. 4.1 - microscópio eletrônico de varredura (MEV) da marca Philips FEI – modelo XL-30 TMP, Eidhowen, Holanda.

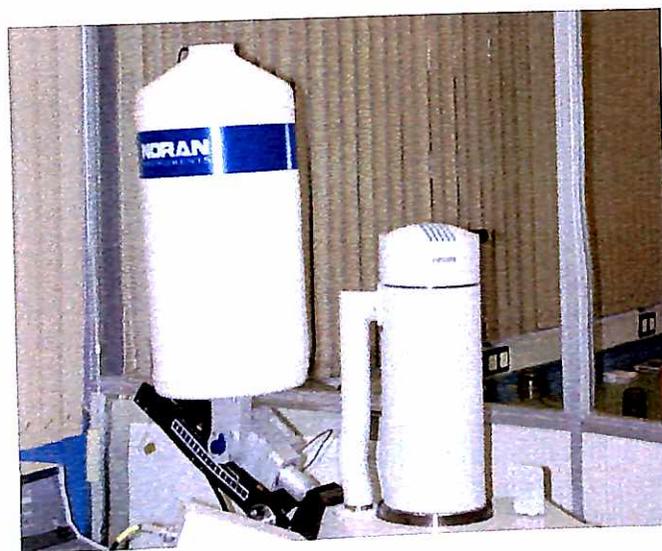


Fig. 4.2 - EDS da marca Noran, modelo Voyager, USA Instruments.

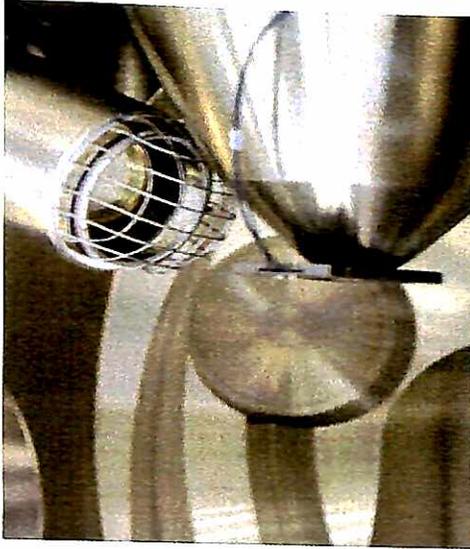


Fig. 4.3 - Detalhes da microsonda EDS.

Os implantes foram removidos de suas embalagens e imediatamente colocados na câmara de vácuo com uma pinça de titânio estéril da marca Lifecore, (Fig.4.4) sobre uma base confeccionada através do corte por eletroerosão de cilindros de titânio que acompanham os implantes da marca Lifecore. (Fig. 4.5) Esta base foi previamente fixada em uma plataforma apropriada para inclusão na câmara de vácuo do equipamento de Microscopia eletrônica. (Fig.4.6)

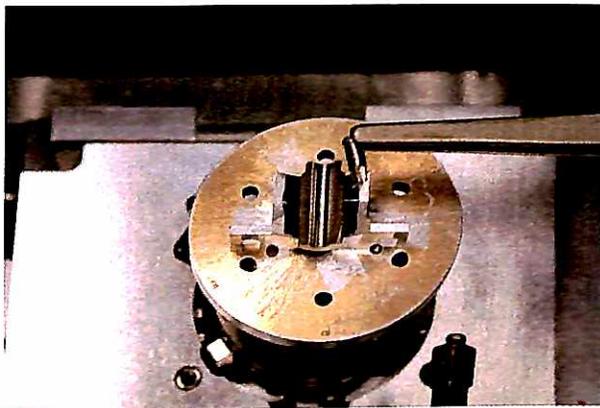


Fig.4.4 – Utilização da pinça.

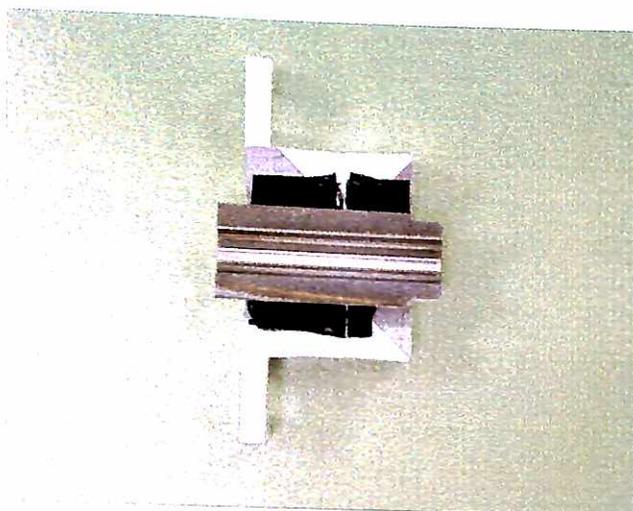


Fig. 4.5 - Base confeccionada através do corte por eletro-erosão de cilindros de titânio.

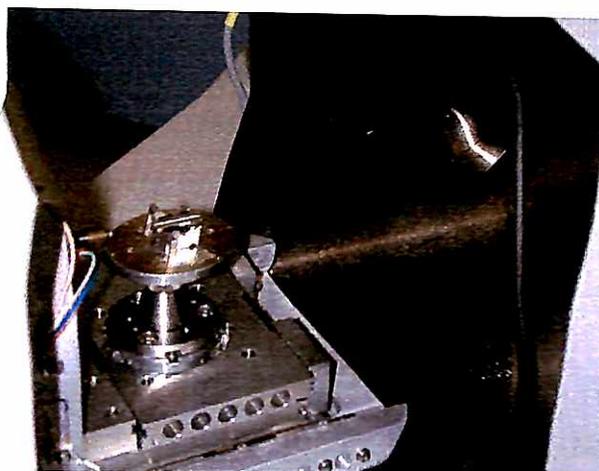


Fig.4.6 - Plataforma para inclusão na câmara de vácuo do equipamento de Microscopia eletrônica.

As áreas a serem analisadas foram escolhidas ao acaso dependendo da face que ficou exposta ao feixe de elétrons. Os implantes foram analisados nas suas metades coronal e apical e em aumentos menores, entre 15 e 40 vezes e as contaminações encontradas foram observadas em aumentos maiores, entre 100 e 150 vezes com a distância focal entre 10 e 15 mm e energia de 20Kv.

Foram medidas, se presentes, as maiores contaminações e realizadas análises da composição química de uma contaminação e de um local sem contaminação escolhidas de forma aleatória de cada amostra.

O MEV consiste basicamente de uma coluna ótico-eletrônica (canhão de elétrons e sistema de demagnificação) , da unidade de varredura , da câmara de amostra, do sistema de detectores e do sistema de visualização da imagem. O canhão de elétrons é usado para a produção do feixe de elétrons com energia e quantidade suficiente para ser captado pelos detectores. Esse feixe eletrônico é então demagnificado por várias lentes eletromagnéticas , cuja finalidade é produzir um feixe de elétrons focado com um pequeno diâmetro numa determinada região da amostra. Como resultado da interação do feixe de elétrons com a superfície da amostra, uma série de radiações são emitidas tais como: elétrons secundários, elétrons retro-espalhados, raios-X característicos , elétrons Auger, fótons, etc. Estas radiações quando captadas irão fornecer as informações sobre a amostra (topografia, composição cristalografia, etc.). Os elétrons secundários fornecem imagem de topografia da superfície da amostra e são responsáveis pela obtenção das imagens de alta resolução. A adaptação na câmara da amostra de detectores de raios-X permite a realização de análise química na amostra em observação através da captação pelos detectores e da análise dos raios-X característicos emitidos pela amostra , resultado da interação dos elétrons primários com a superfície é possível obter informações qualitativas e quantitativas da composição da amostra. O MEV utilizado neste trabalho é equipado com o detector de energia dispersiva de raios-X .

5. Resultados

5.1) Implantes da Nobel Biocare

Amostra 631259

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 03 (Fig 5.1)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 0 (Fig 5.2)

Tamanho da maior mancha: 27,4 μ m (Fig 5.3)

Composição da mancha: (Gráfico 5.1)

C	75,76%
O	8,80%
Zn	0,68%
Br	0,38%
Si	0,12%
Cl	0,48%
K	0,18%
Ca	0,27%
Ti	11,91%
Fe	0,20%

Composição de local aleatório: Ti 100%

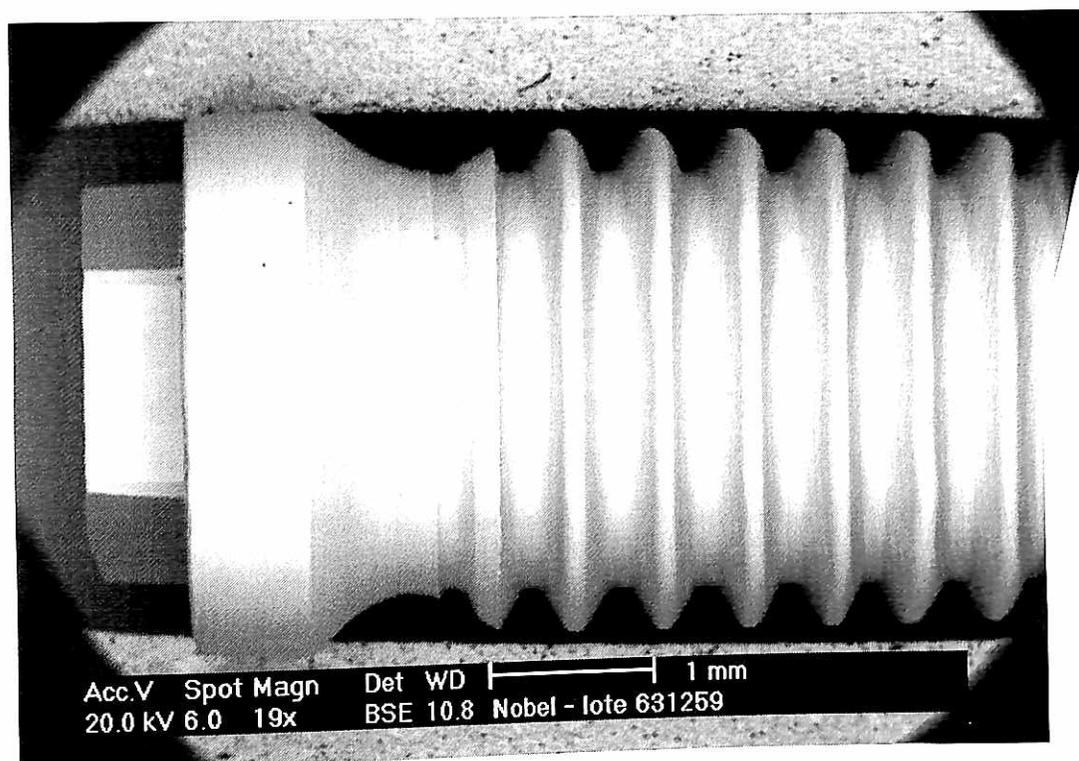


Fig 5.1 - Amostra 631259 (Nobel Biocare), quantidade de manchas de contaminações coronais

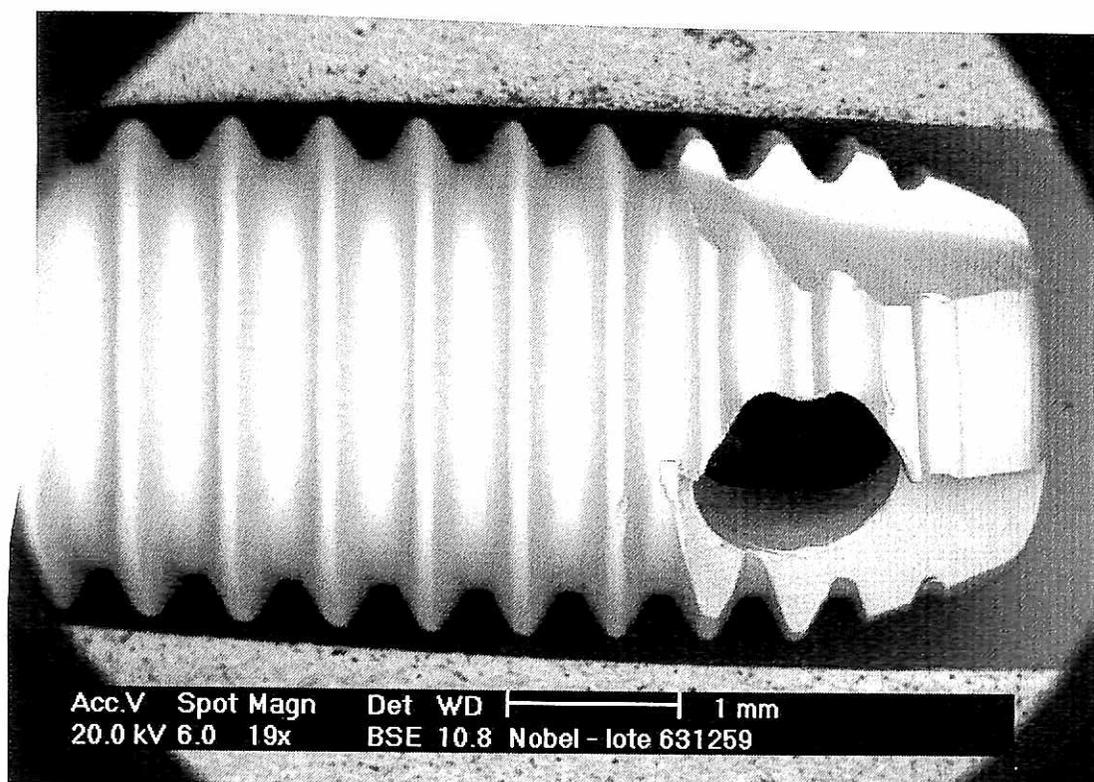


Fig 5.2 - Amostra 631259 (Nobel Biocare), quantidade de manchas de contaminações Apicais

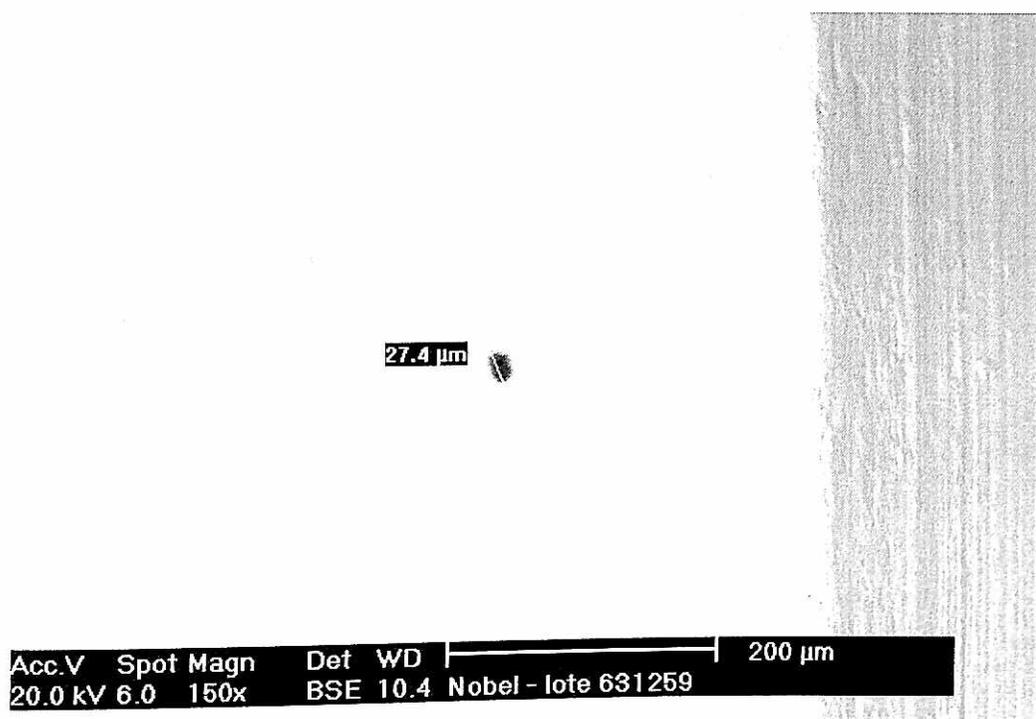


Fig 5.3 - Amostra 631259 (Nobel Biocare), maior mancha.

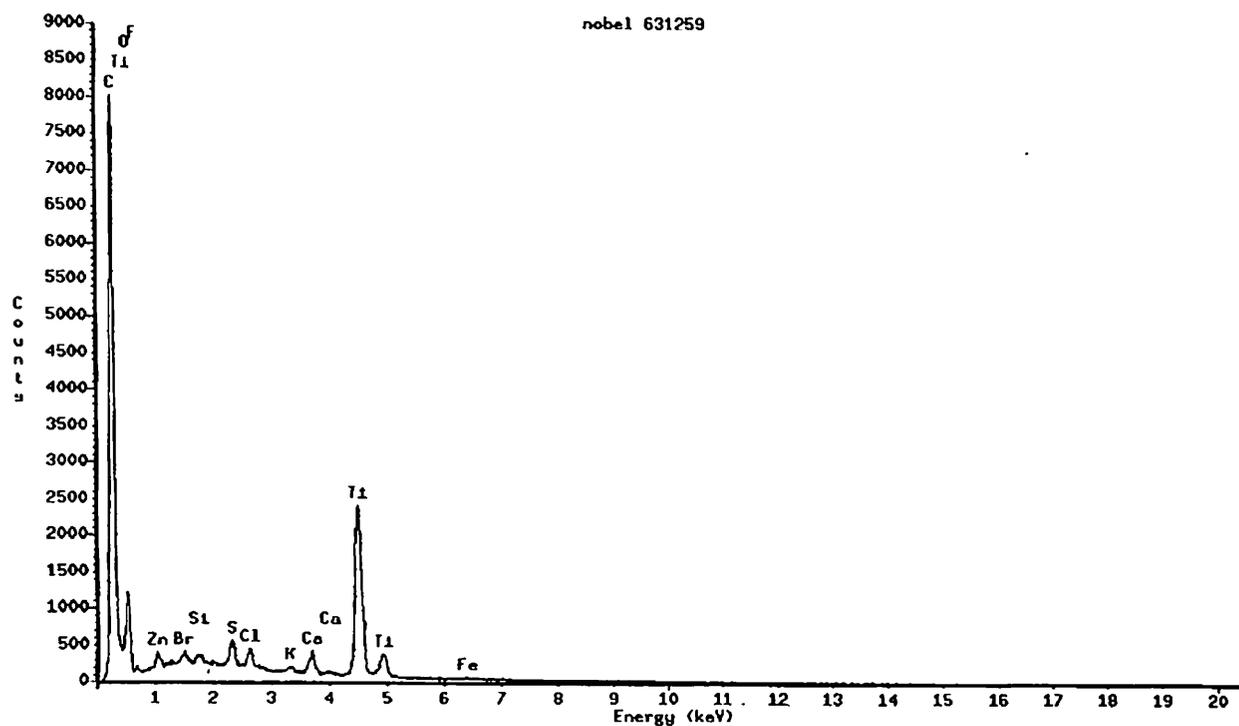


Gráfico 5.1: Amostra 631259, Composição da mancha

Amostra 25977RP

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 06 (Fig 5.4)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 0 (Fig 5.5)

Tamanho da maior mancha: 27,9 μm (Fig 5.6)

Composição da mancha: (Gráfico 5.2)

Ti 79,53%

Na 2,99%

Al 2,10%

Si 14,90%

Ca 0,49%

Composição de local aleatório: Ti 100%

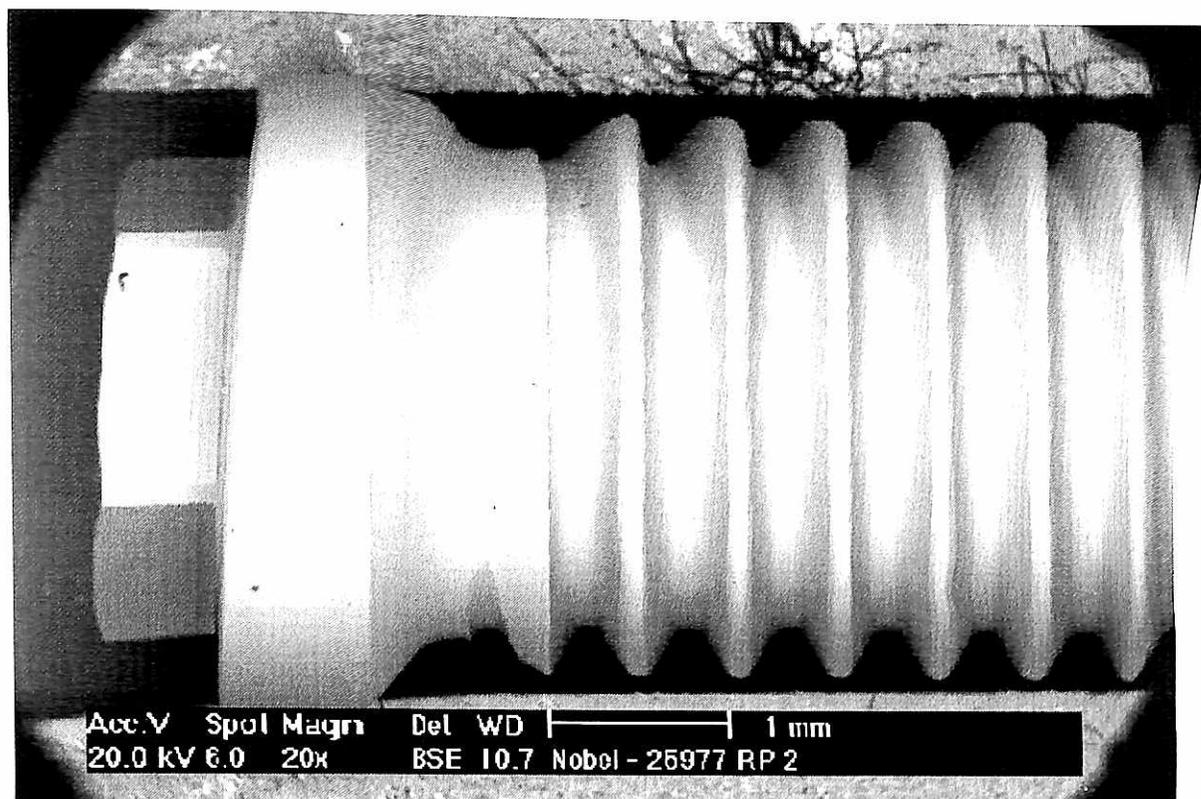


Fig 5.4 - Amostra 25 977RP (Nobel Biocare), quantidade de manchas de contaminações coronais

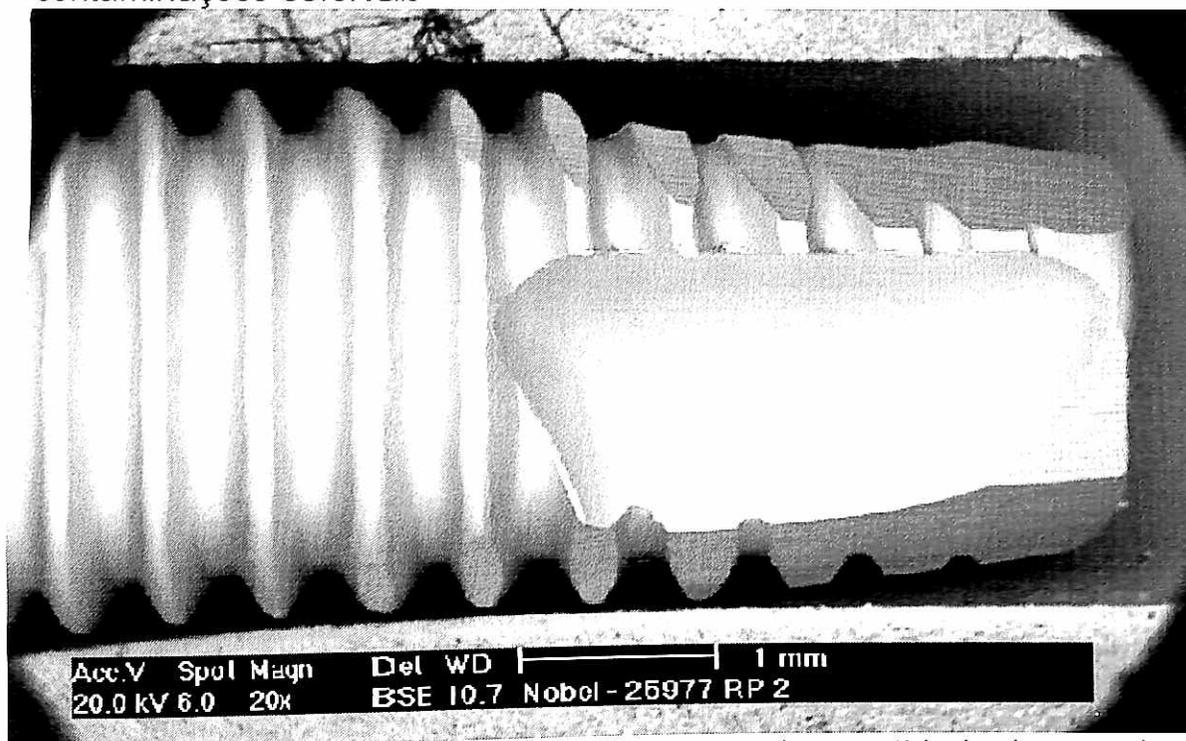


Fig 5.5 - Amostra 25 977RP (Nobel Biocare), quantidade de manchas de contaminações apicais.

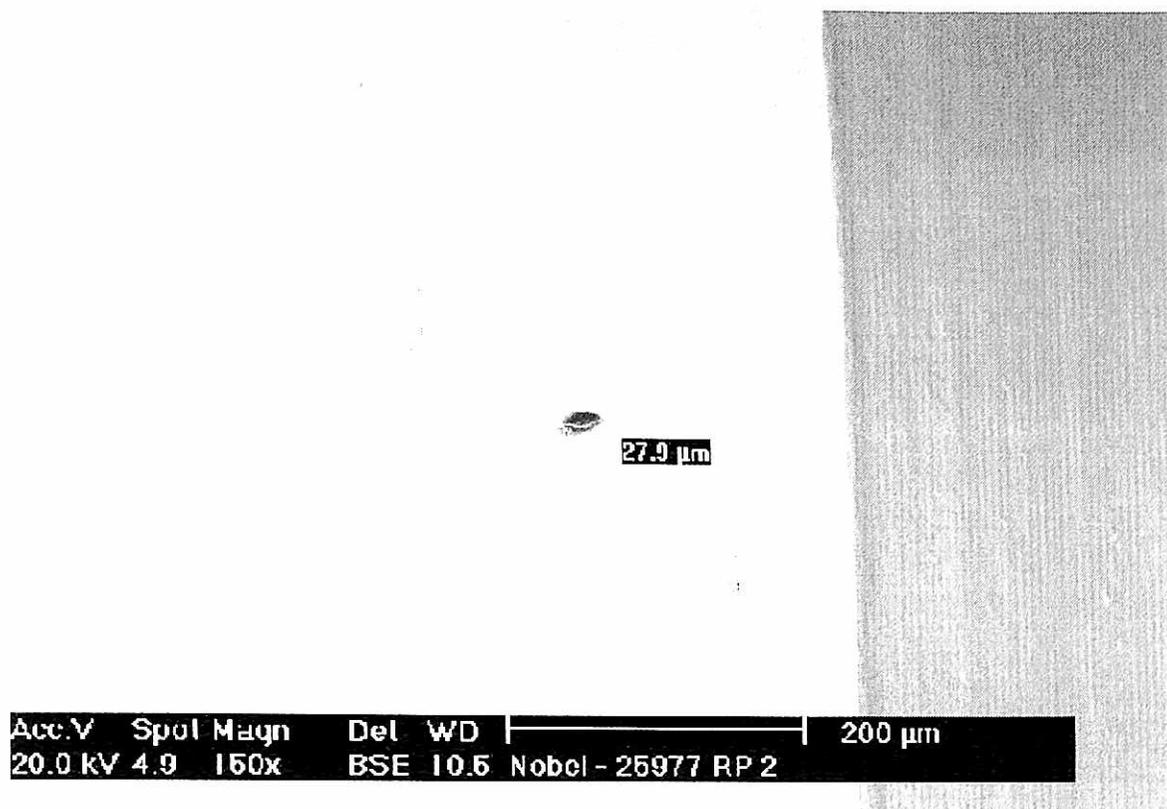


Fig 5.6 - Amostra 25 977RP (Nobel Biocare), maior mancha

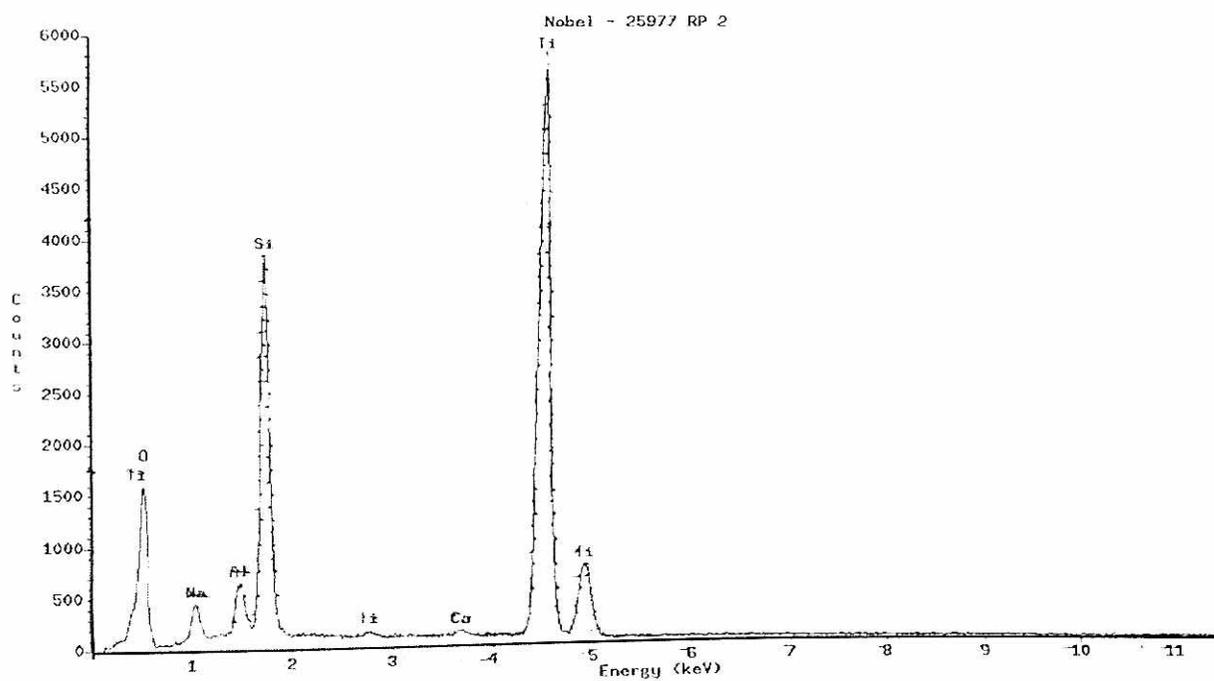


Gráfico 5.2: Amostra 25 977RP, composição da mancha

Amostra 629305

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 4 (Fig 5.7)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 0 (Fig 5.8)

Tamanho da maior mancha: 9,08 μm (Fig 5.9)

Composição da mancha: (Gráfico 5.3)

C	74,93%
O	6,39%
Zn	1,36%
Mg	0,12%
Al	0,24%
Si	0,06%
S	0,30%
Cl	0,18%
K	0,12%
Ca	0,62%
Ti	15,69%

Composição de local aleatório: Ti 100%

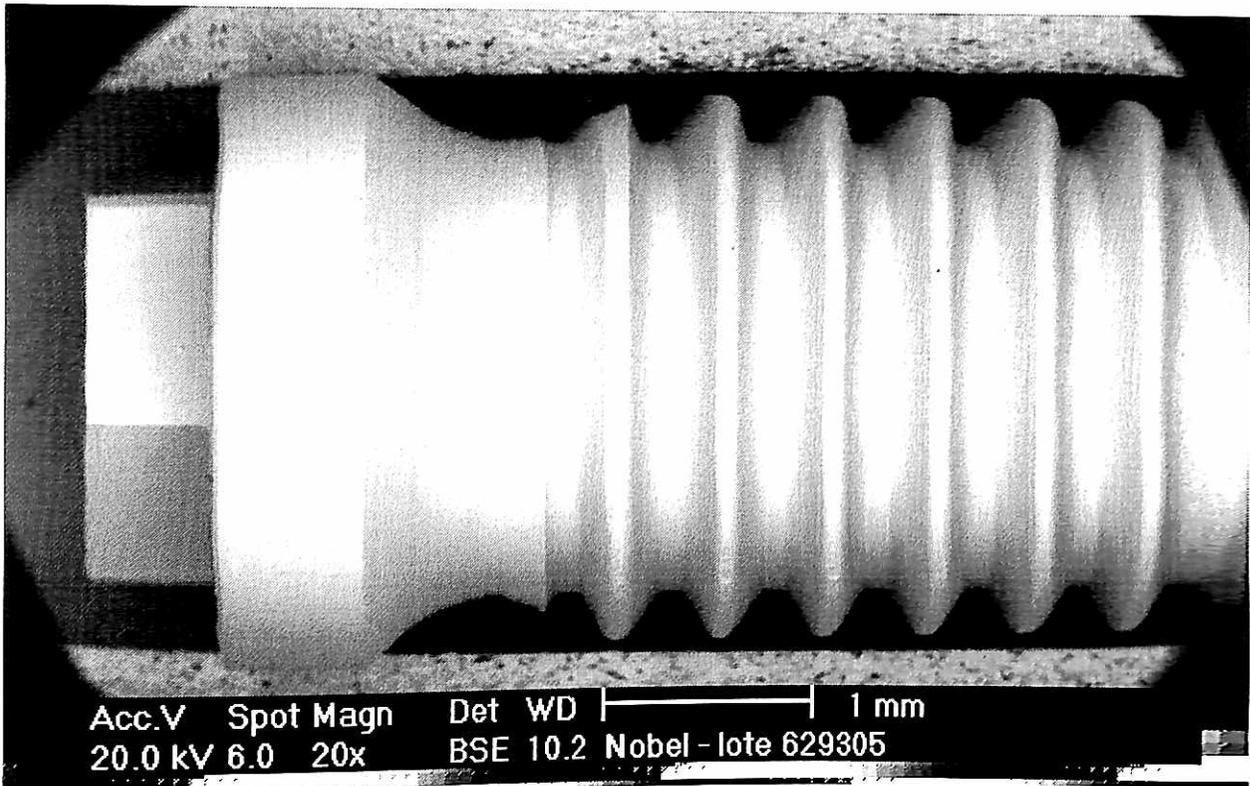


Fig 5.7 - Amostra 629305 (Nobel Biocare), quantidade de manchas de contaminações coronais

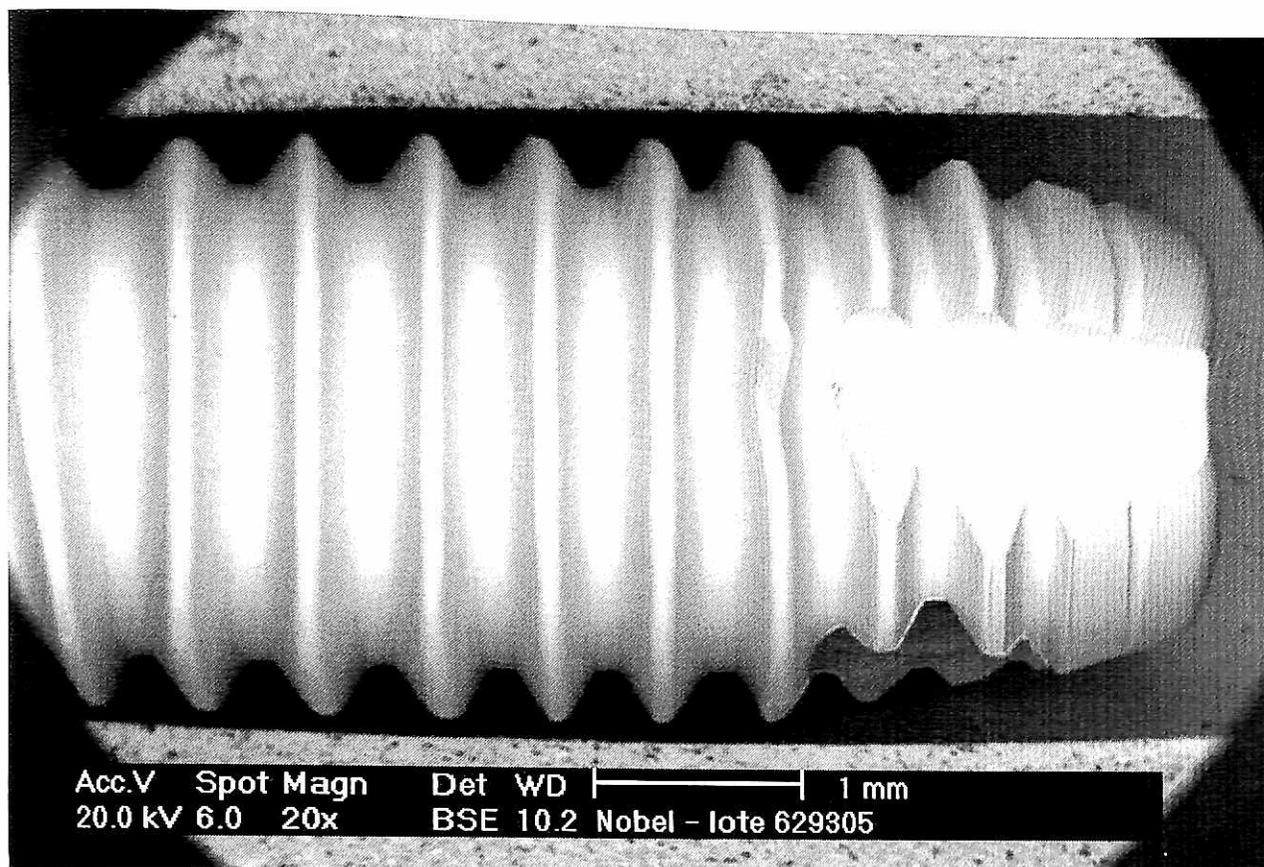


Fig 5.8 - Amostra 629305 (Nobel Biocare), quantidade de manchas de contaminações coronais.

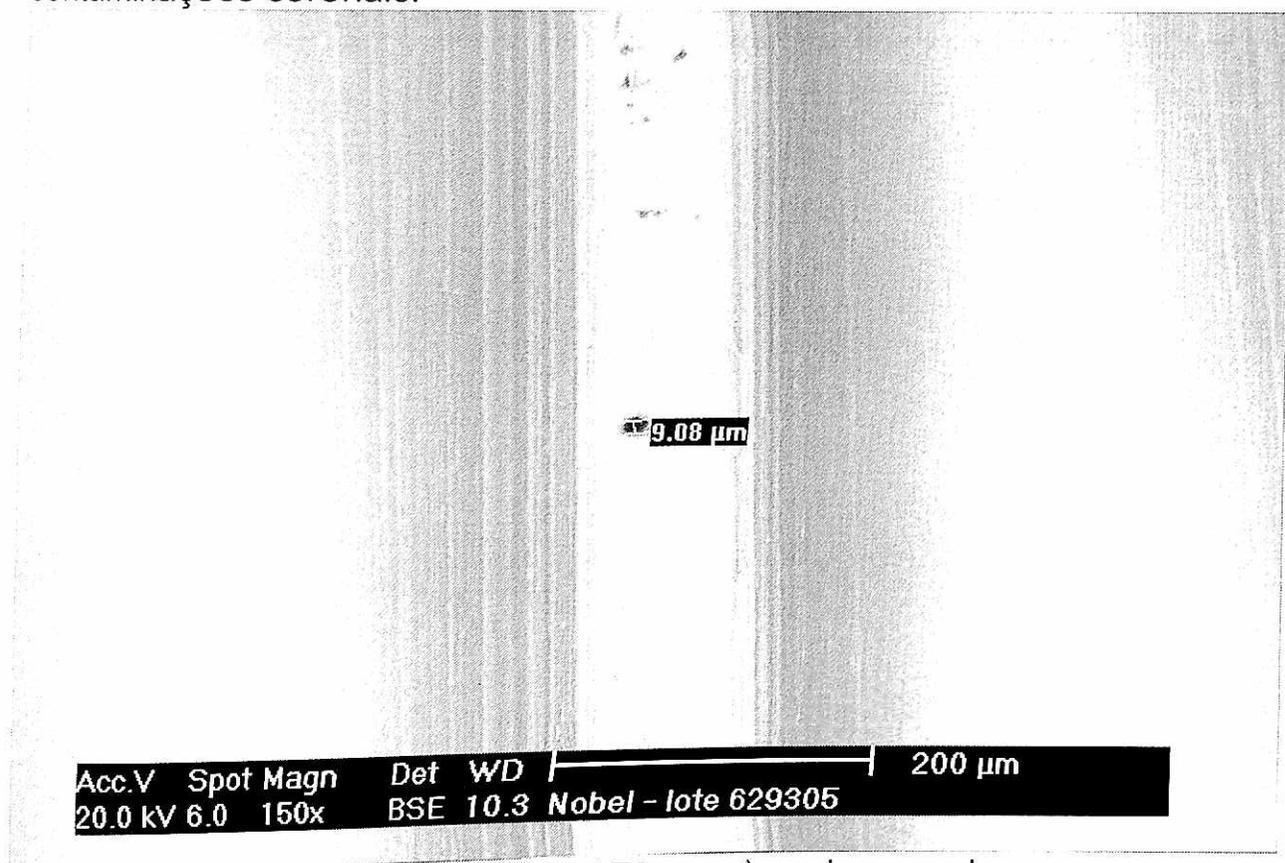


Fig 5.9 - Amostra 629305 (Nobel Biocare), maior mancha

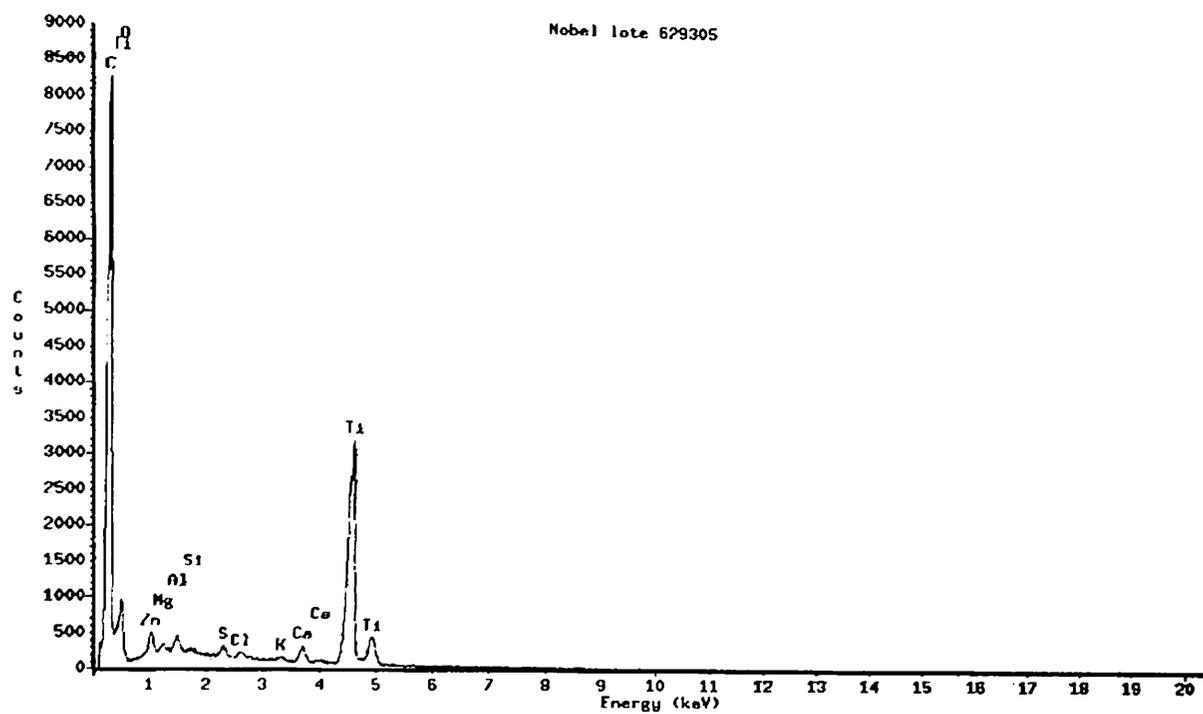


Gráfico 5.3 Amostra 620395 (Nobel Biocare), composição da mancha.

5.2) Implantes Restore – Lifecore Biomedical

Amostra 75021421

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 03 (Fig 5.10)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 05 (Fig 5.11)

Tamanho da maior mancha: 20,3 μm (Fig 5.12)

Composição da mancha "a":

Ti 42,23%

C 52,11%

Na 0,72%

K 4,44%

Composição da mancha "b":

C 78,77%

Zn 0,53%

Cl 0,05%

K 0,81%

Ti 19,84%

Composição de local aleatório: Ti 100%

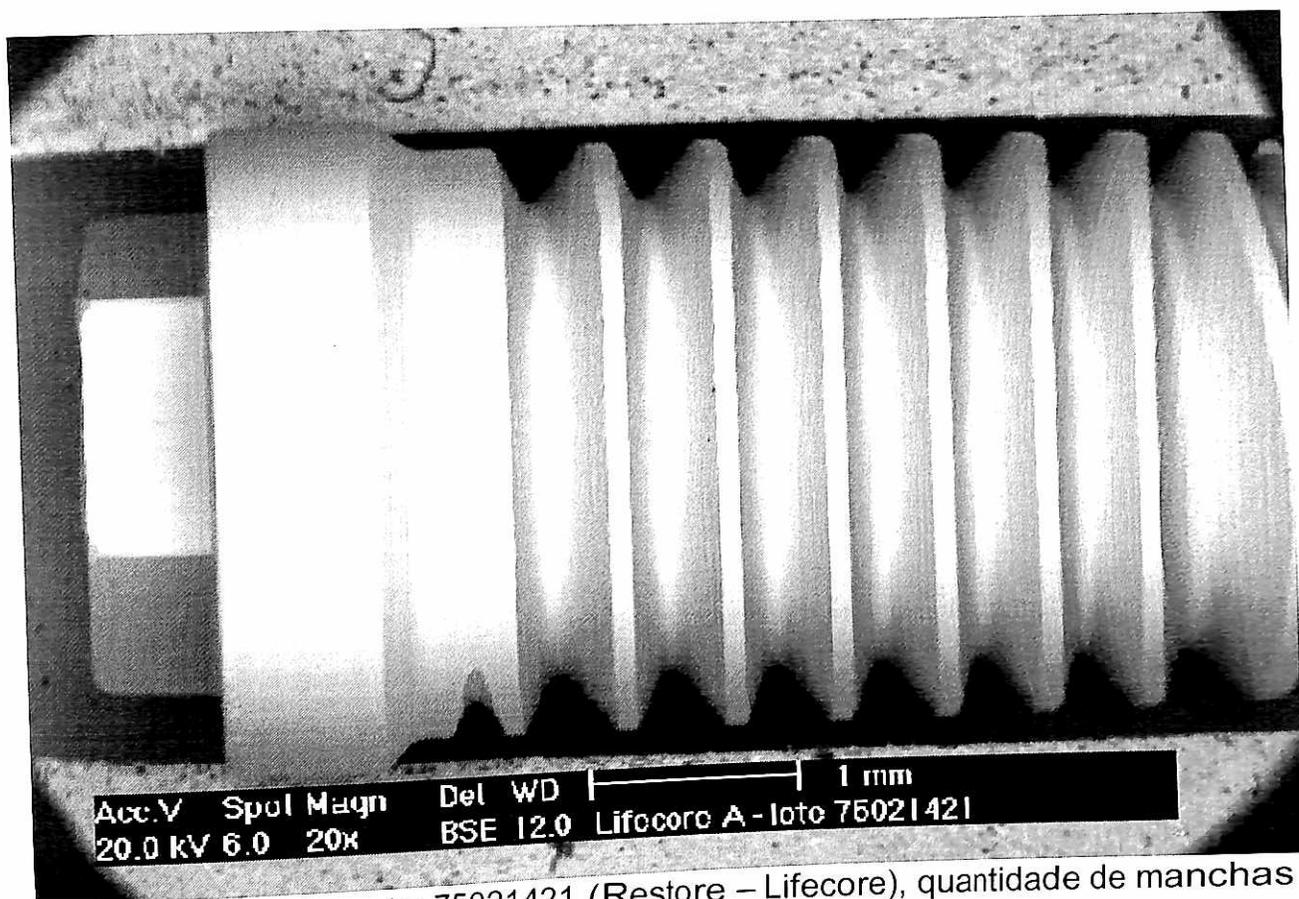


Fig 5.10 – Amostra 75021421 (Restore – Lifecore), quantidade de manchas apicais

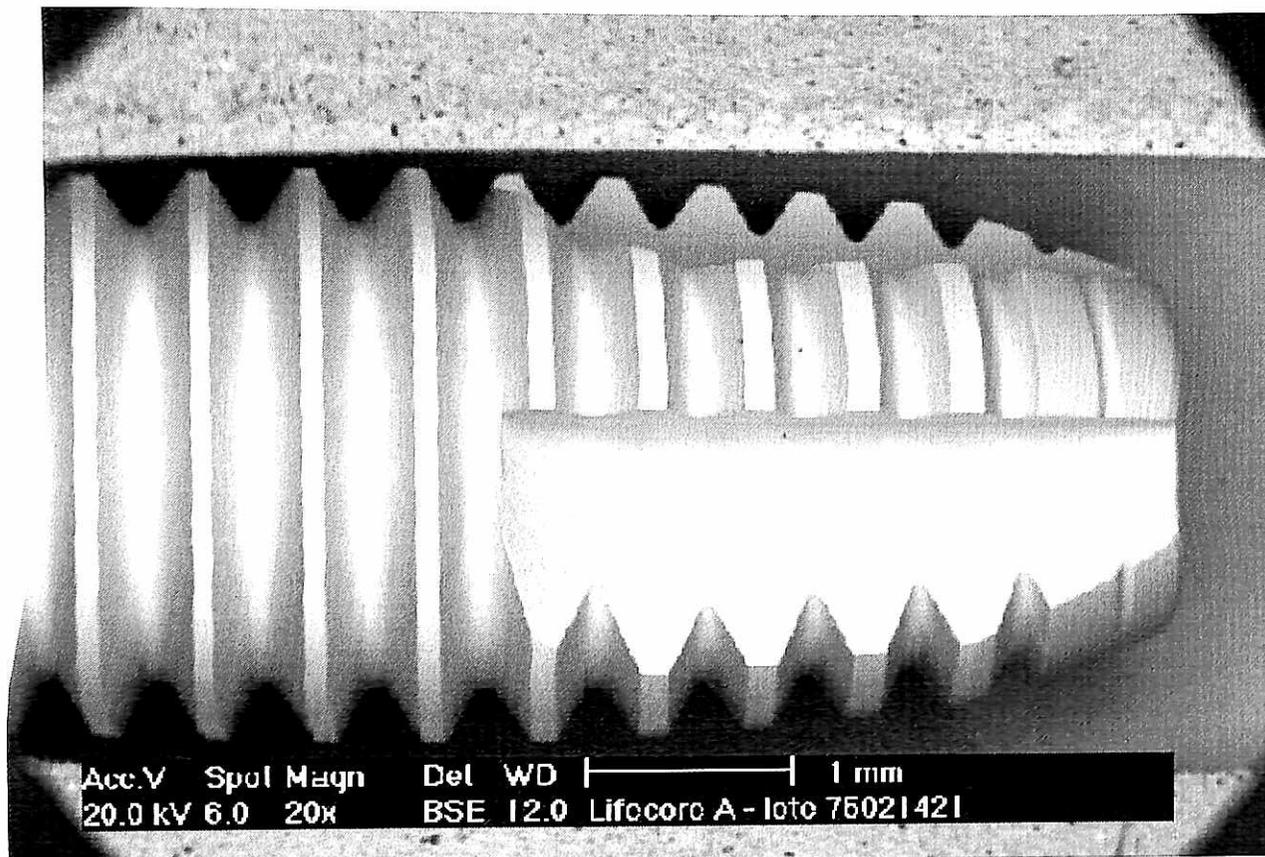
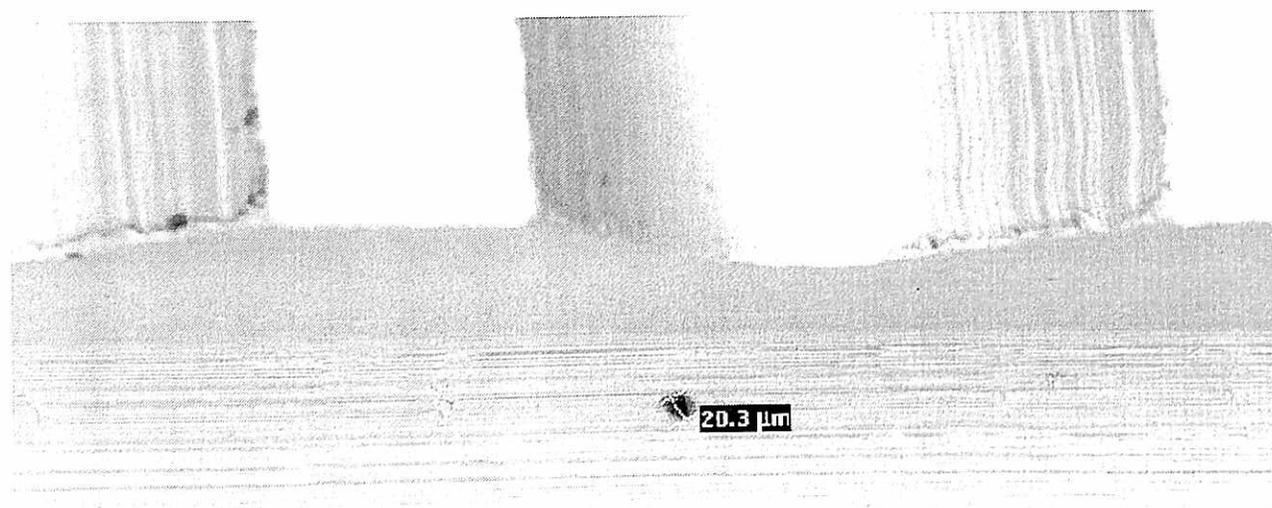


Fig 5.11 – Amostra 75021421 (Restore – Lifecore), quantidade de manchas apicais.



Acc.V Spot Magn Del WD | 200 μm
20.0 kV 6.0 150x BSE 13.9 Lifecore A - lote 75021421

Fig 5.12 - Amostra 75021421 (Restore – Lifecore), maior mancha.

Amostra 75022595

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 01 (Fig 5.13)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 04 (Fig 5.14)

Tamanho da maior mancha: 63,1 μm (Fig 5.15)

Composição da mancha "a":

Ti 44,87%

C 18,51%

F 36,09%

Al 0,24%

K 0,28%

Composição da mancha "b":

Ti 33,37%

C 58,19%

Br 0,85%

Si 0,24%

S 1,17%

Cl 0,60%

K 3,78%

Composição de local aleatório: Ti 100%

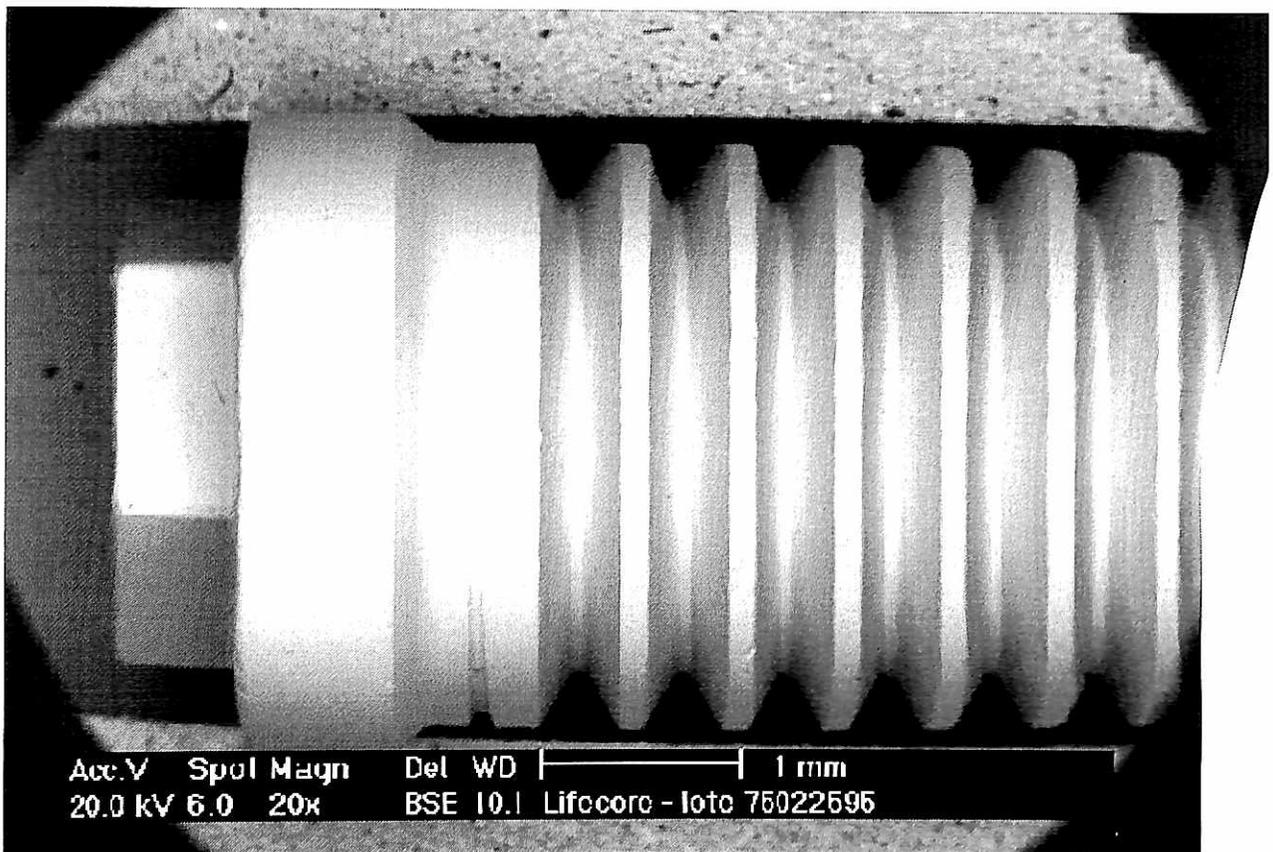


Fig 5.13 – Amostra 75022595 (Restore – Lifecore), quantidade de manchas coronais.

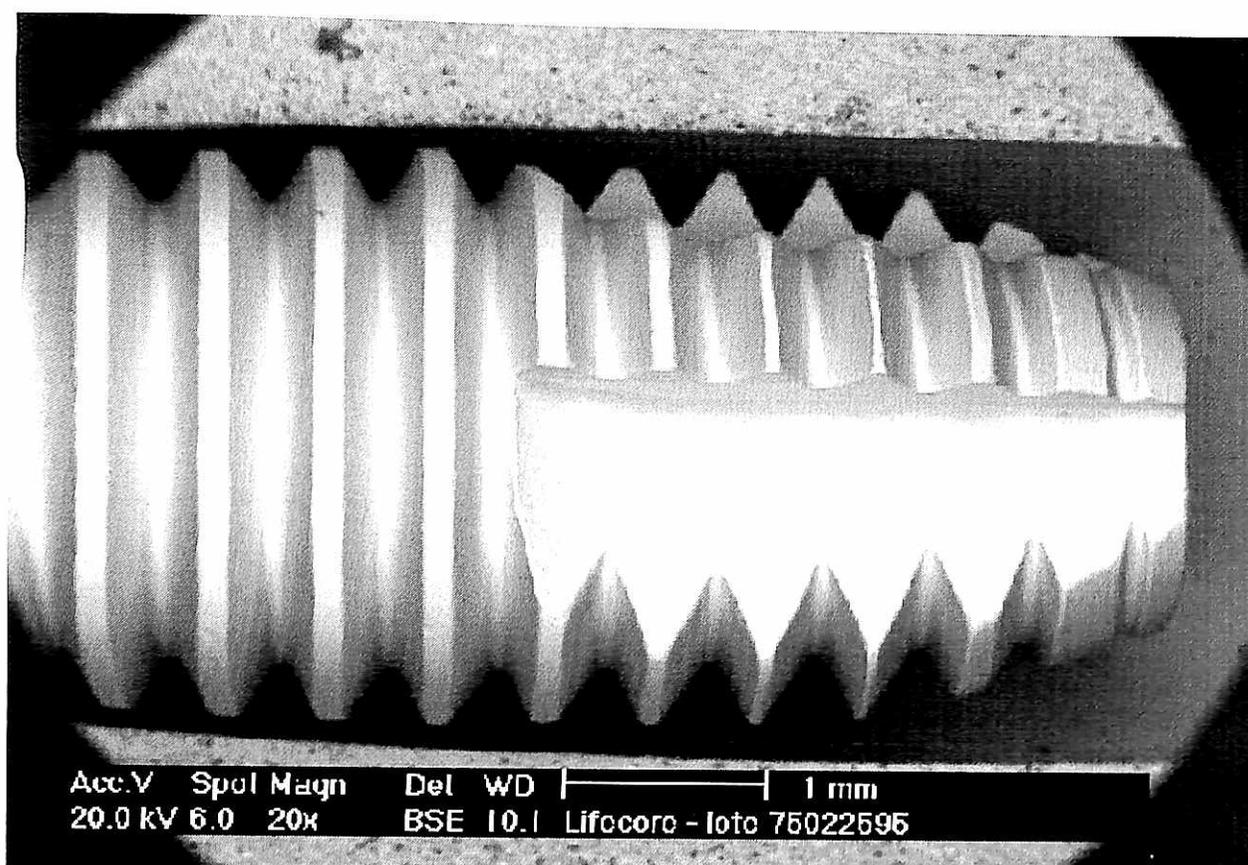


Fig 5.14 - Amostra 75022595 (Lifecore), quantidade de manchas coronais.



Fig 5.15 - Amostra 75022595 (Restore – Lifecore), maior mancha.

Amostra 75021135

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 09 (Fig 5.16)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 10 (Fig 5.17)

Tamanho da maior mancha: 60,1 μm (Fig 5.18)

Composição da mancha "a":

C	86,25%
Zn	0,89%
Al	0,09%
Si	0,05%
P	0,06%
S	0,12%
Cl	0,07%
K	0,62%
Ti	11,84%

Composição da mancha "b":

Ti	45,92%
C	43,65%
O	4,60%
Zn	2,13%
Br	0,90%
P	0,37%
S	0,34%
Cl	0,11%
K	1,98%

Composição de local aleatório: Ti 100%

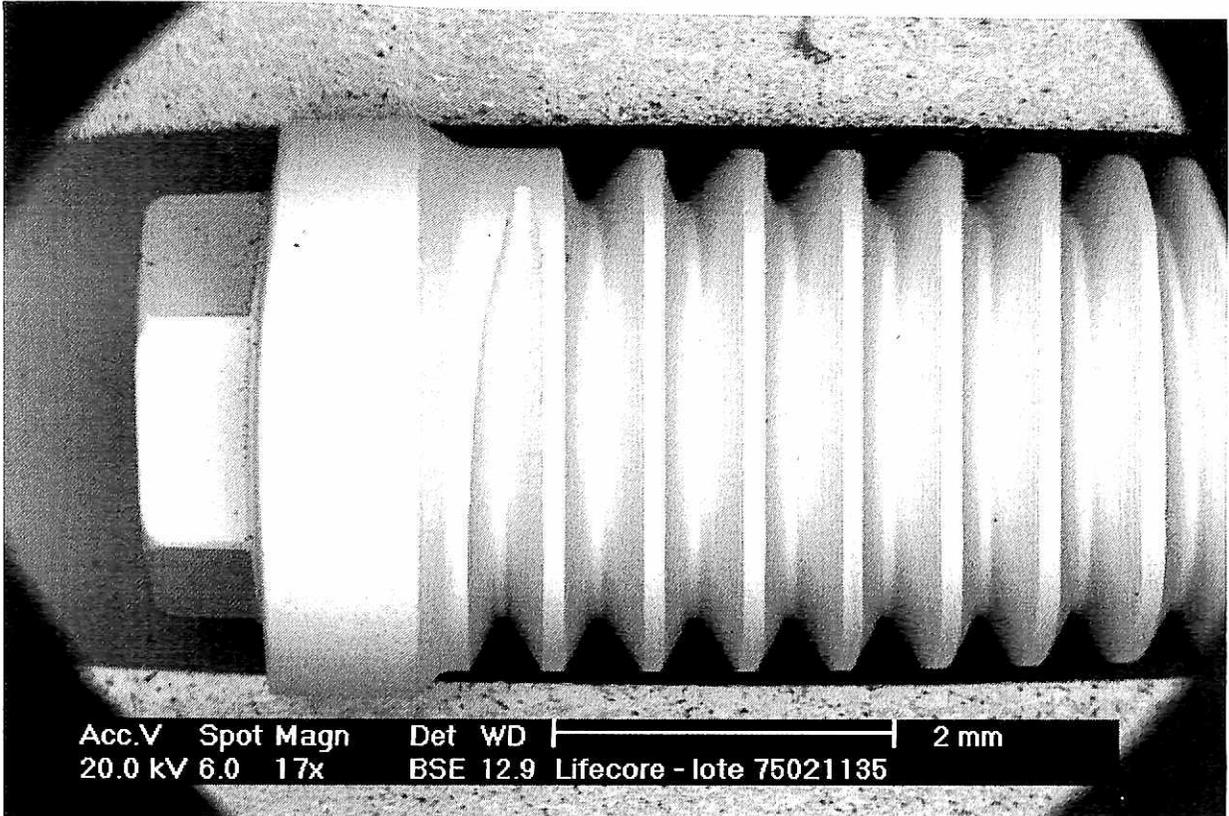


Fig 5.16 – Amostra 75021135(Lifecore), quantidade de manchas coronais.

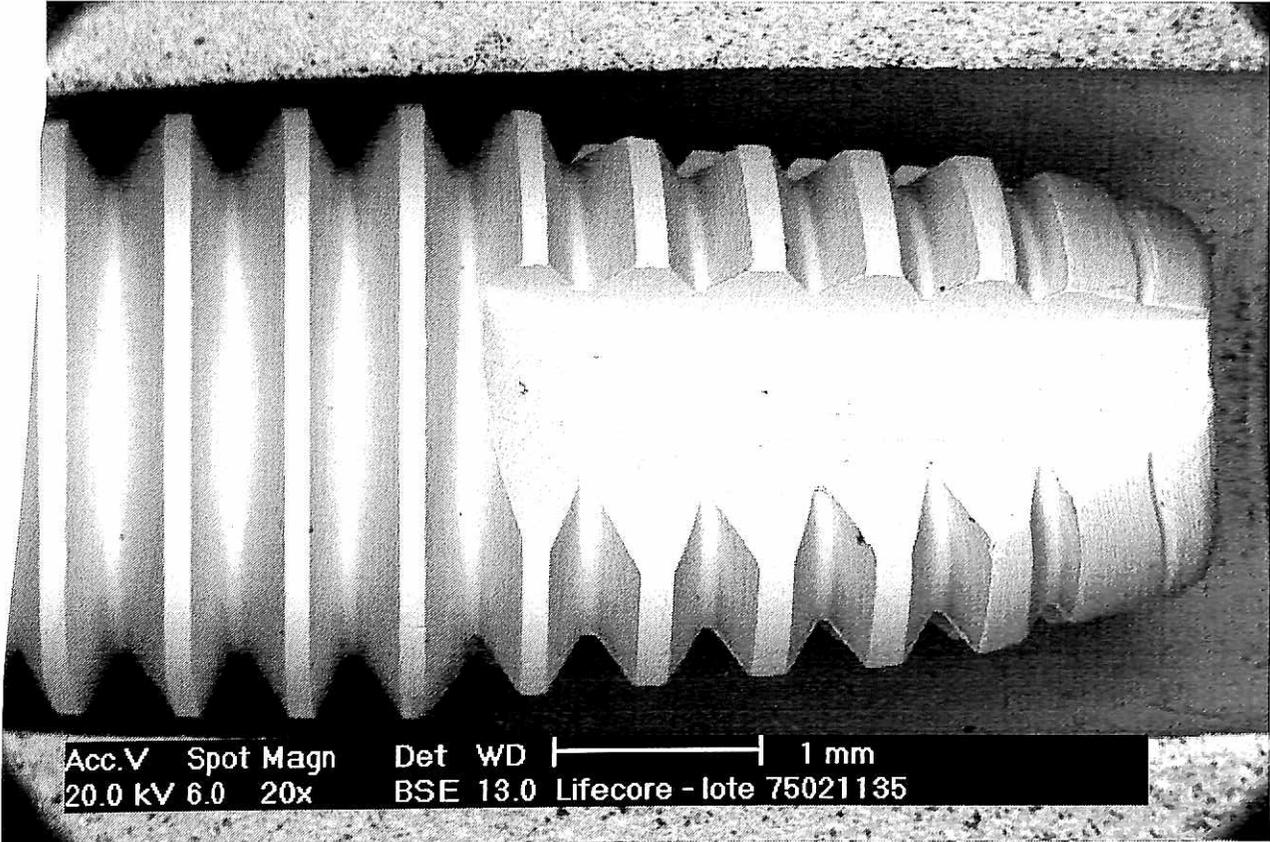


Fig 5.17 – Amostra 75021135(Lifecore), quantidade de manchas apicais



Fig 5.18 – Amostra 75021135(Lifecore), maior mancha.

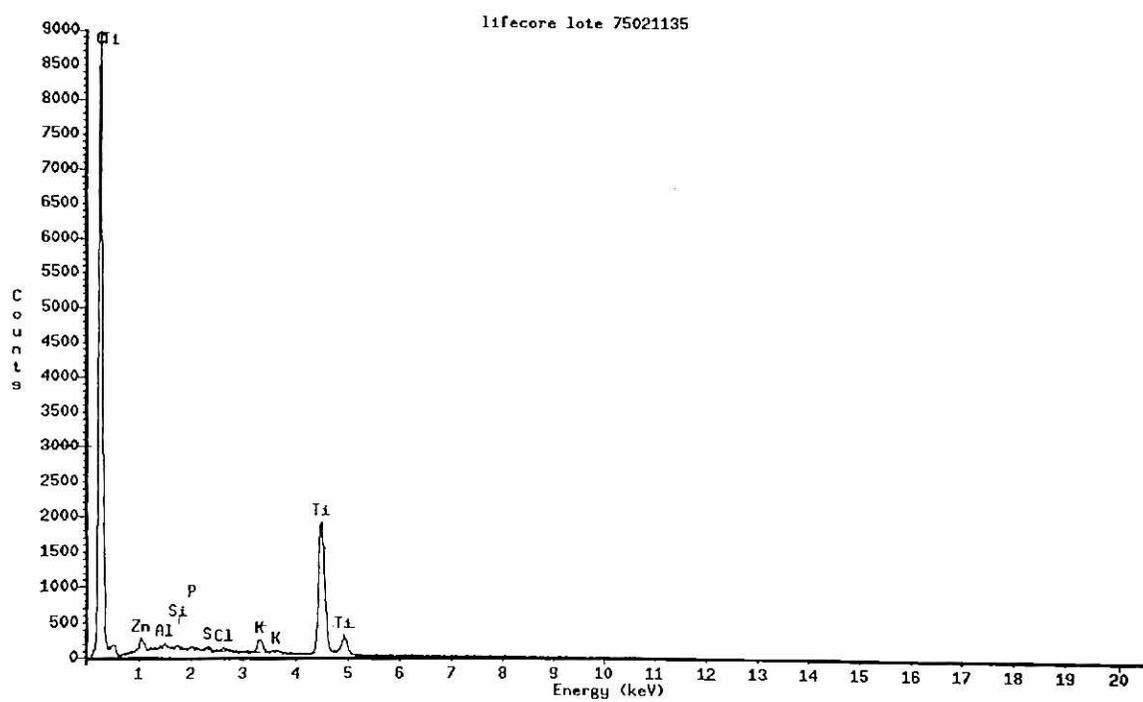


Gráfico 5.4 – Amostra 75021135(Lifecore), composição mancha “a”.

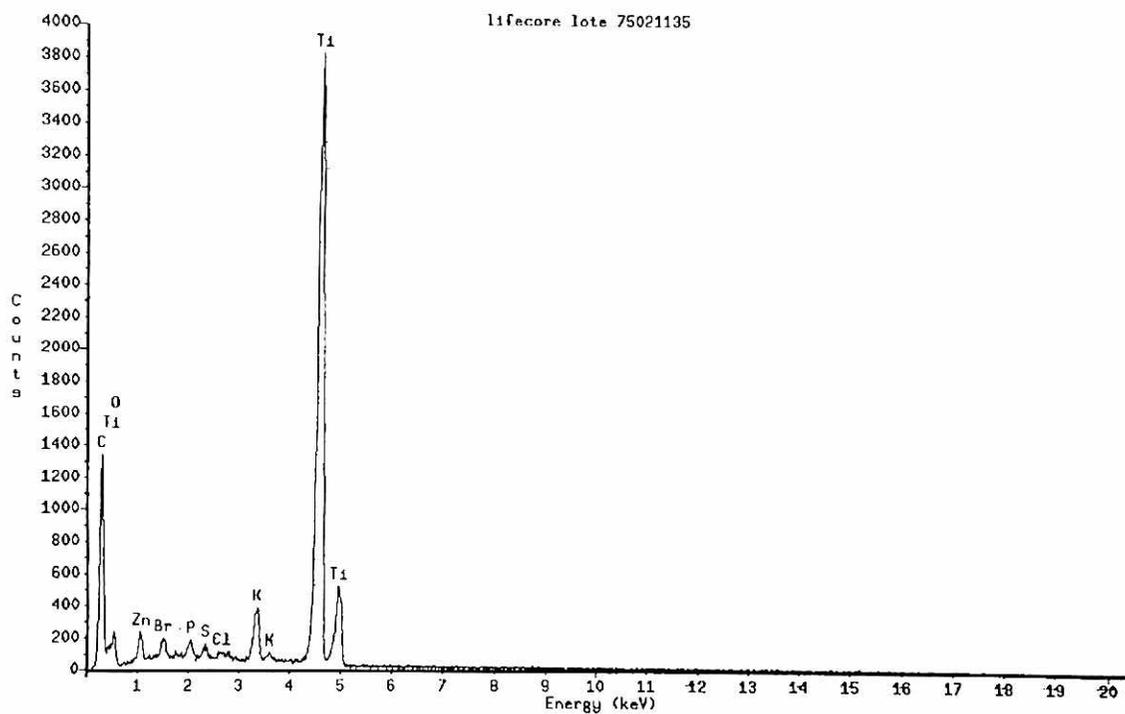


Gráfico 5.5 – Amostra 75021135(Lifecore), composição mancha “b”.

5.3) Implantes 3I – 3I Implant Inovations

Amostra 140571

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 02 (Fig 5.19)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 03 (Fig 5.20)

Tamanho da maior mancha: 103 μm (Fig 5.21)

Composição da mancha "a":

Ti 82,22%

C 17,61%

Al 0,17%

Composição da mancha "b":

C 38,11%

Zn 0,17%

Al 0,10%

Si 0,36%

S 0,91%

Cl 0,18%

K 0,13%

Ca 0,92%

Ti 59,12%

Composição de local aleatório: Ti 100%

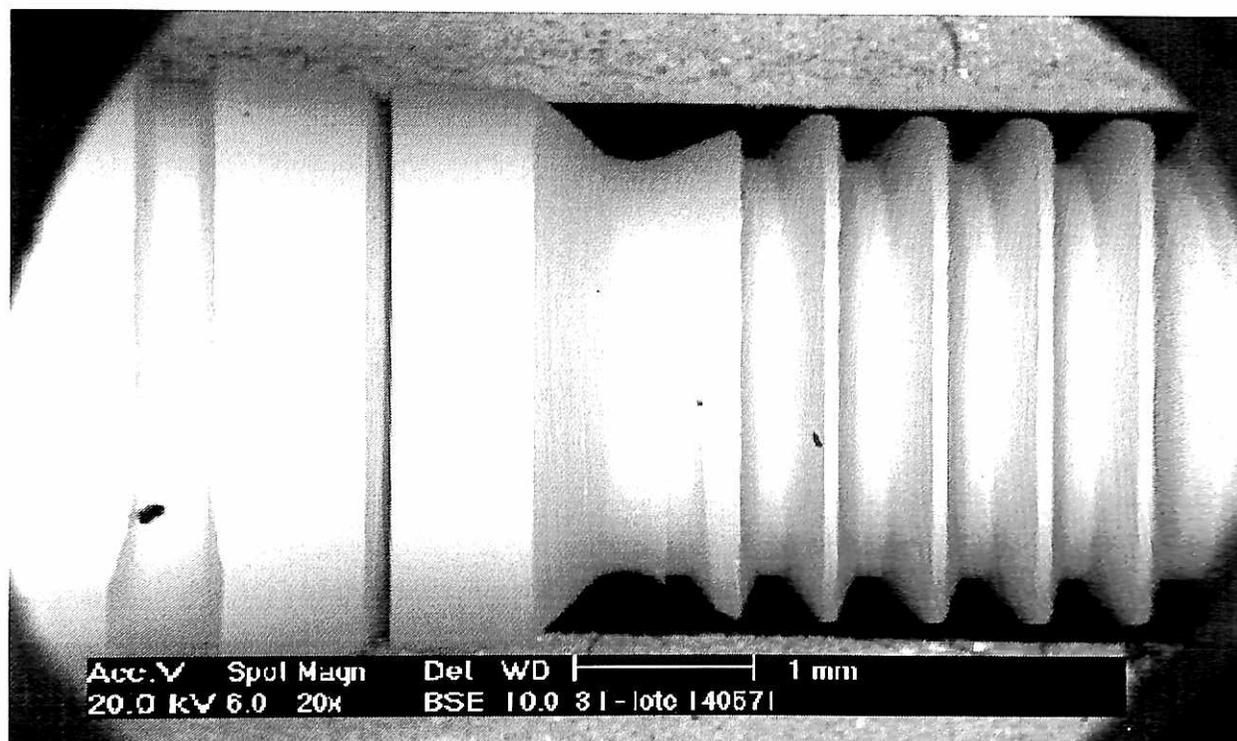


Fig 5.19 – Amostra 140571 (3I Implant Inovation), quantidade de manchas coronais

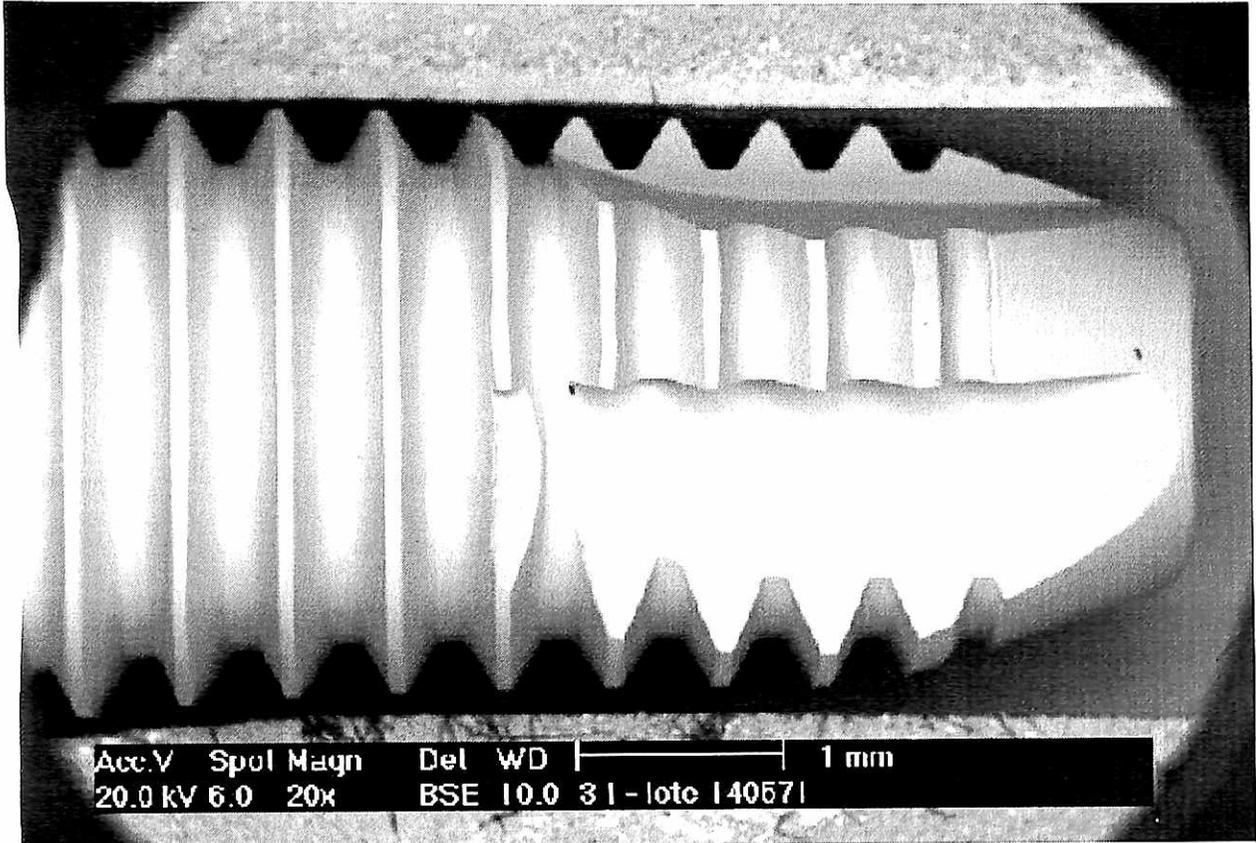


Fig 5.20 – Amostra 140571 (3I Implant Inovation), quantidade de manchas apicais

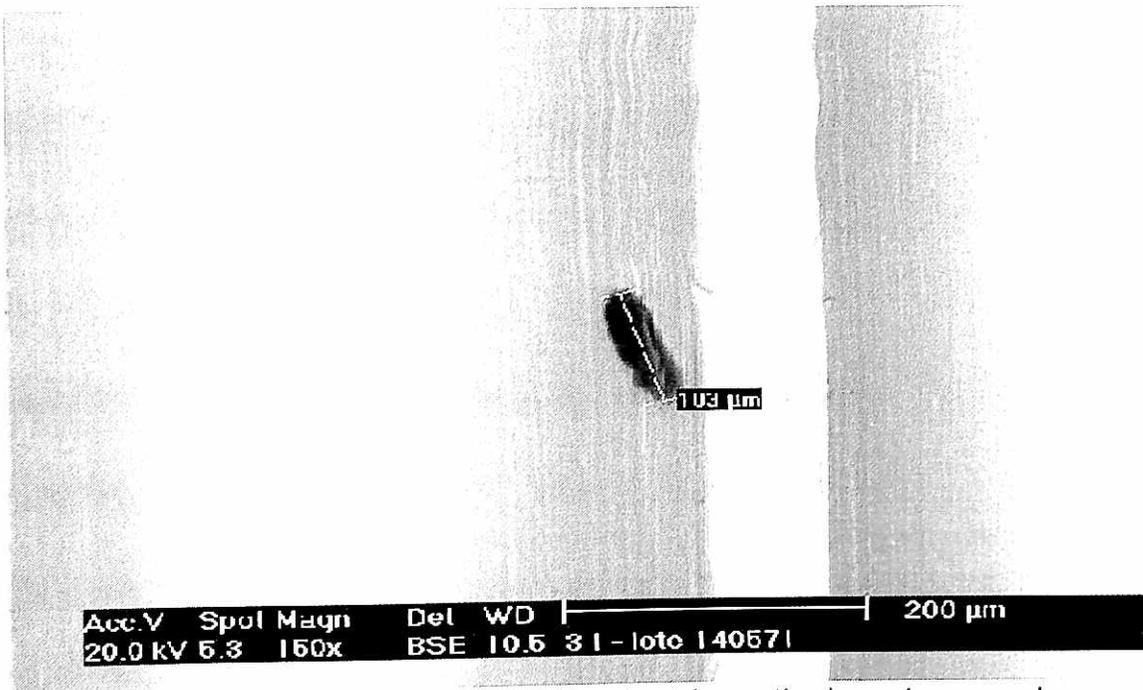


Fig 5.21 – Amostra 140571 (3I Implant Inovation), maior mancha

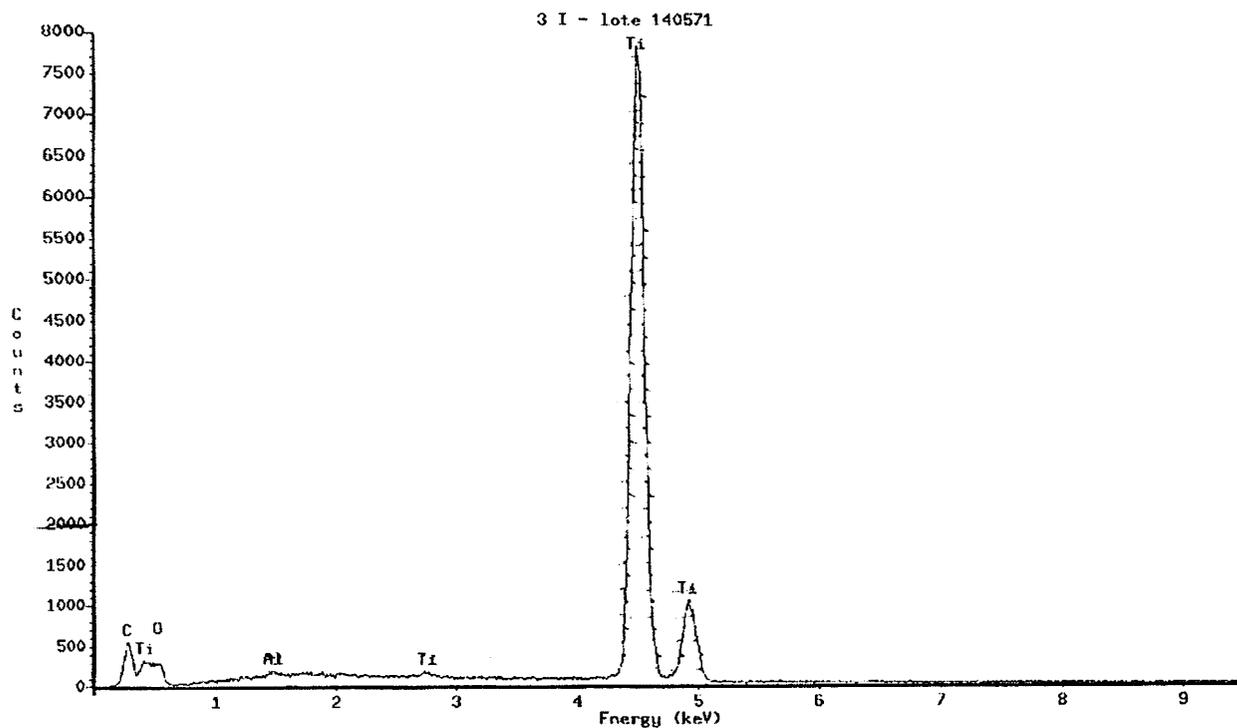


Gráfico 5.6: Amostra 140571 (3I Implant Inovation), composição da mancha "a".

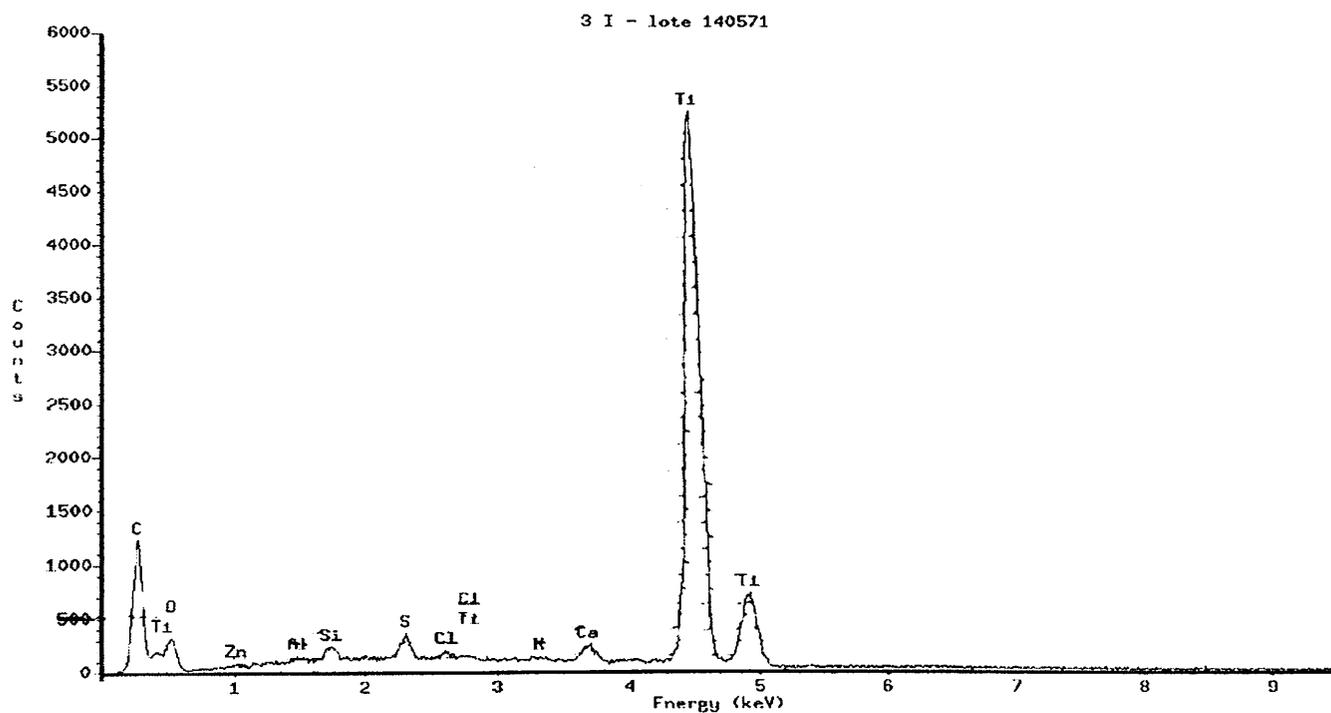


Gráfico 5.7: Amostra 140571 (3I Implant Inovation), composição da mancha "b".

Amostra 144377

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 02 (Fig 5.22)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 15 (Fig 5.23)

Tamanho da maior mancha: 32,9 μm (Fig 5.24)

Composição da mancha "a":

C	43,89%
Al	0,04%
Si	0,05%
S	0,029%
Ti	55,74%

Composição da mancha "b":

C	78,22%
Mg	0,15%
Al	0,19%
Si	0,43%
S	0,27%
Cl	0,44%
Ca	15,98%
Ti	2,60%

Composição de local aleatório: Ti 100%

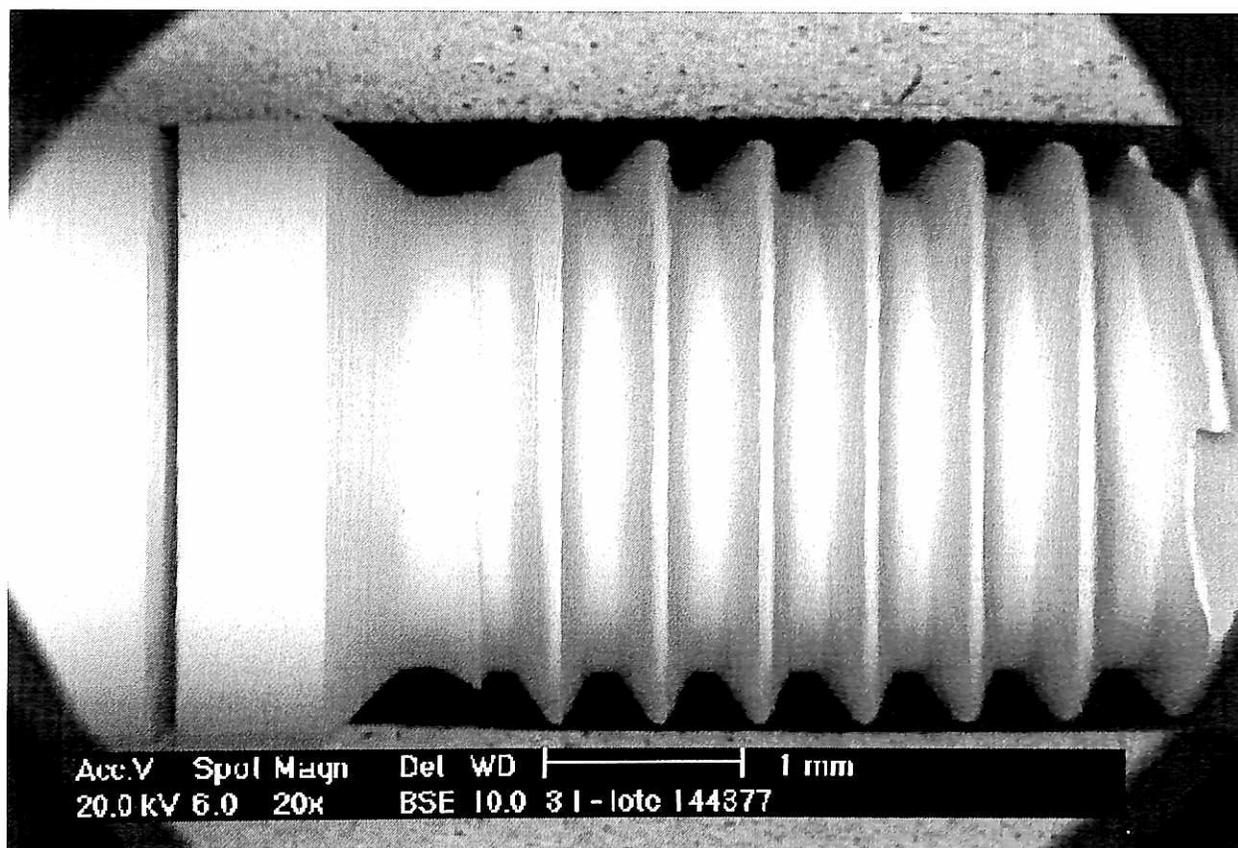


Fig 5.22 – Amostra 144377 (3I Implant Inovation), quantidade de manchas

coronais

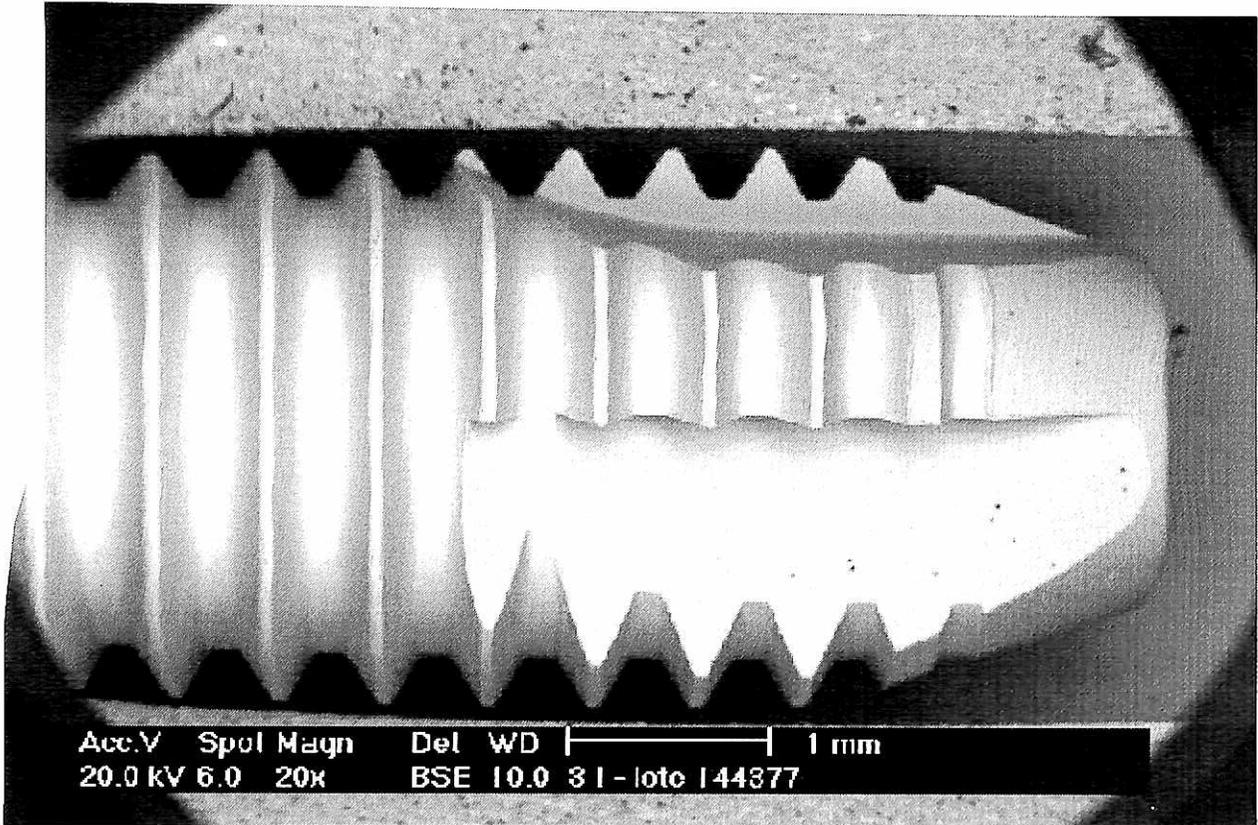


Fig 5.23 – Amostra 144377 (3I Implant Inovation), quantidade de manchas apicais



Fig 5.24 – Amostra 144377 (3I Implant Inovation), maior mancha

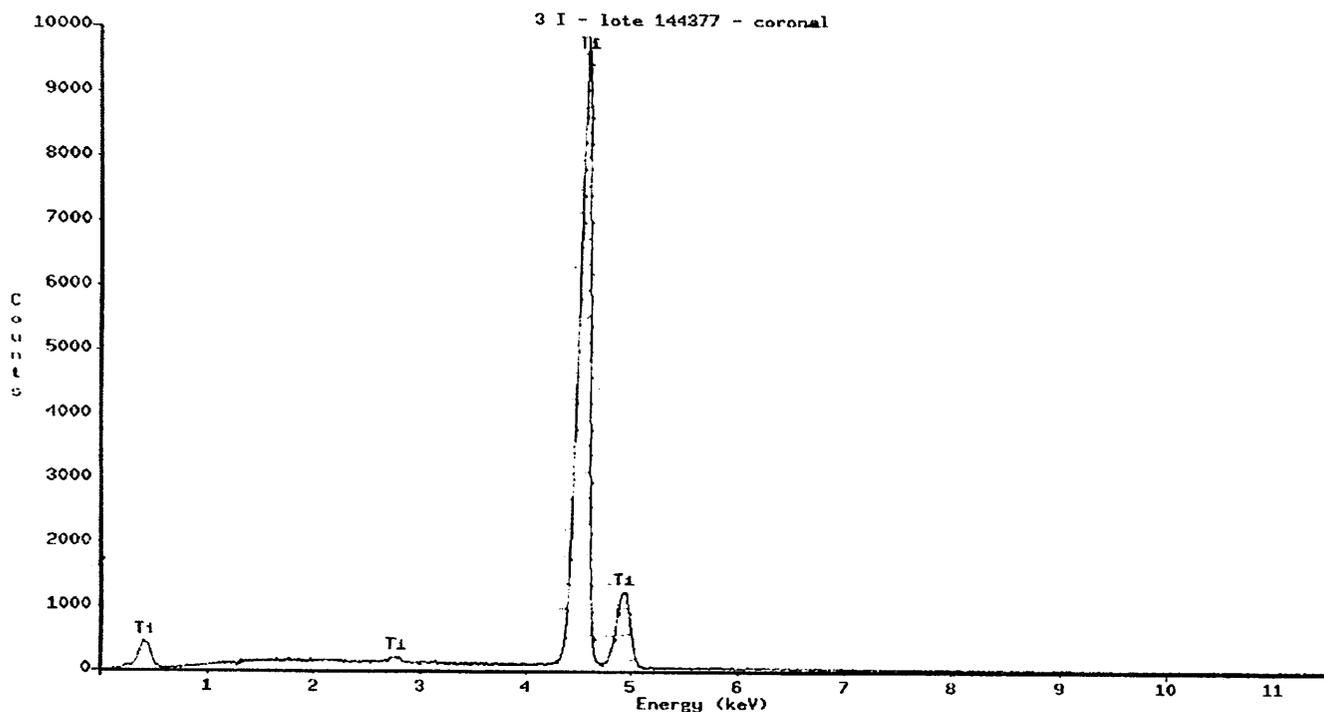


Gráfico 5.8 : Amostra 144377 3I (Implant Inovation), composição da mancha "a".

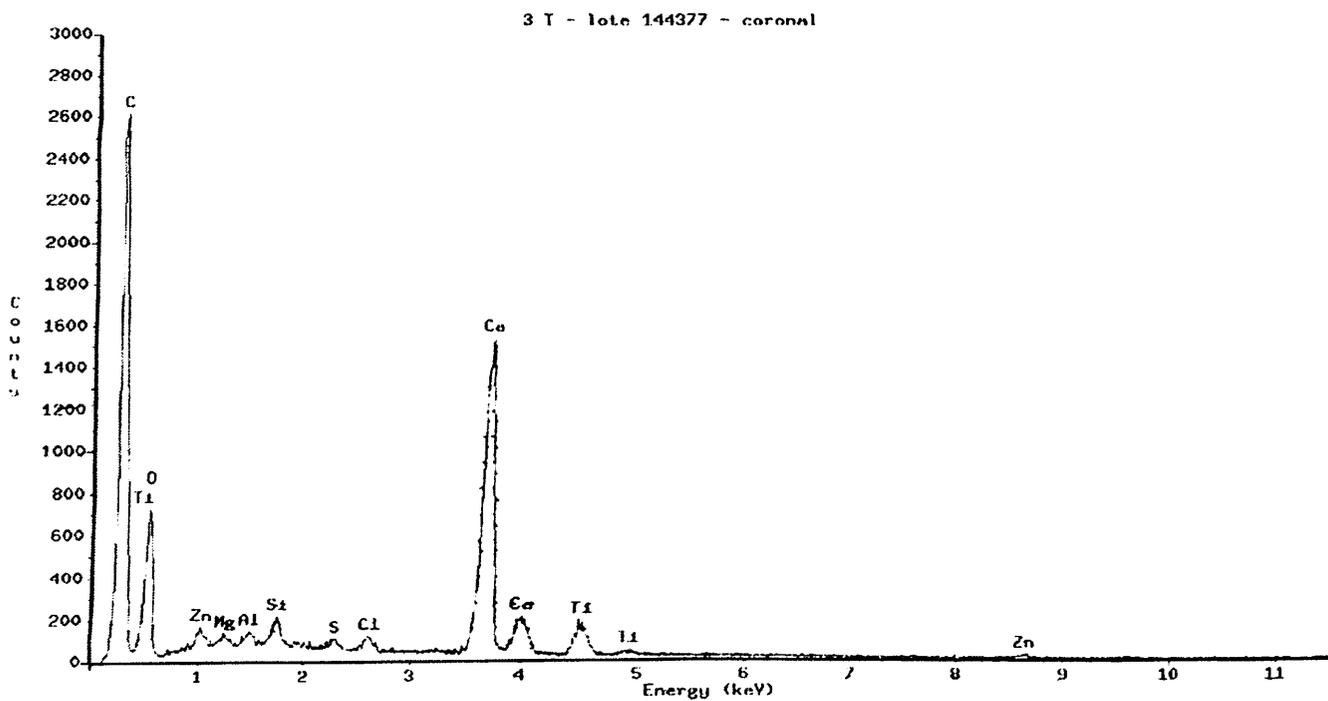


Gráfico 5.9 : Amostra 144377 3I (Implant Inovation), composição da mancha

"b".

Amostra 144378

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 02 (Fig 5.25)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 09 (Fig 5.26)

Tamanho da maior mancha: 28,3 μm (Fig 5.27)

Composição da mancha :

C	40,61%
O	3,49%
Al	0,21%
Si	0,34%
S	0,57%
Cl	0,11%
Ti	54,66%

Composição de local aleatório: Ti 100%

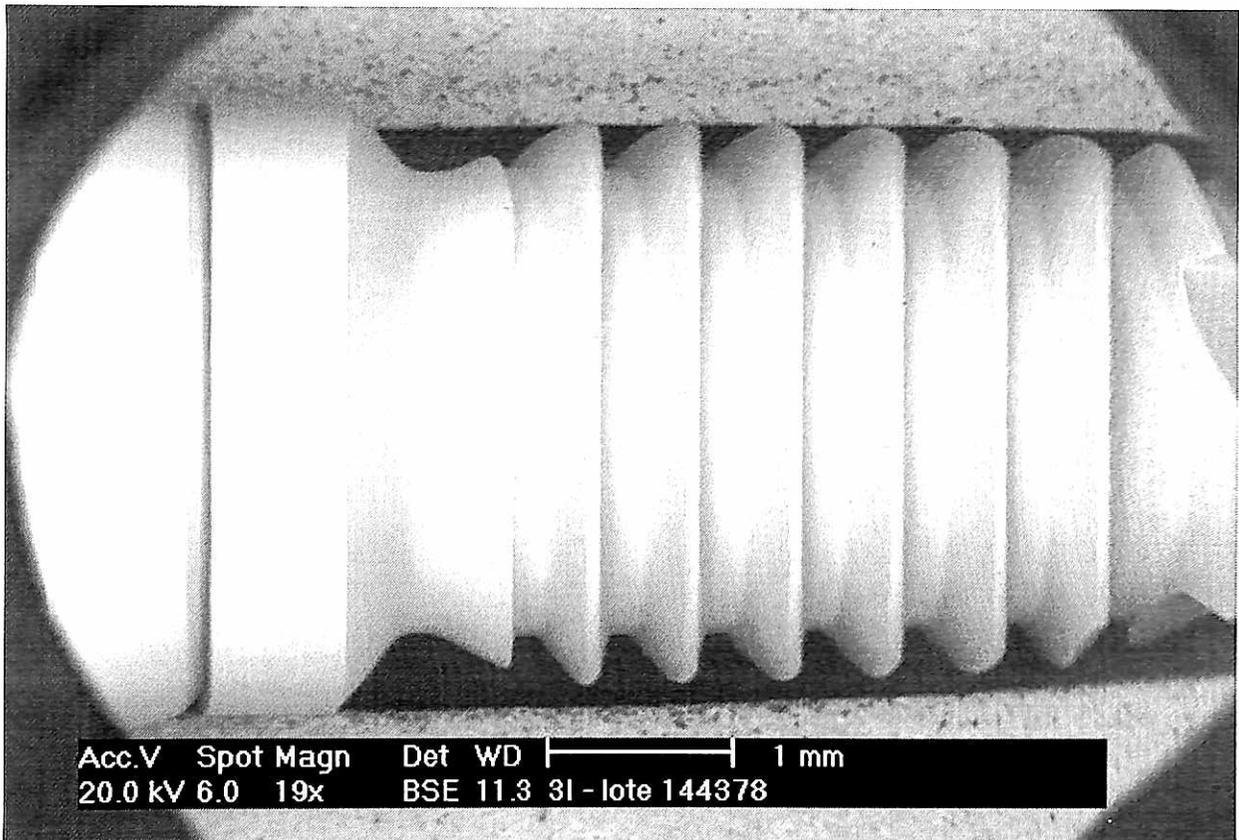


Fig 5.25 – Amostra 144378 (3I Implant Inovation), quantidade de manchas coronais

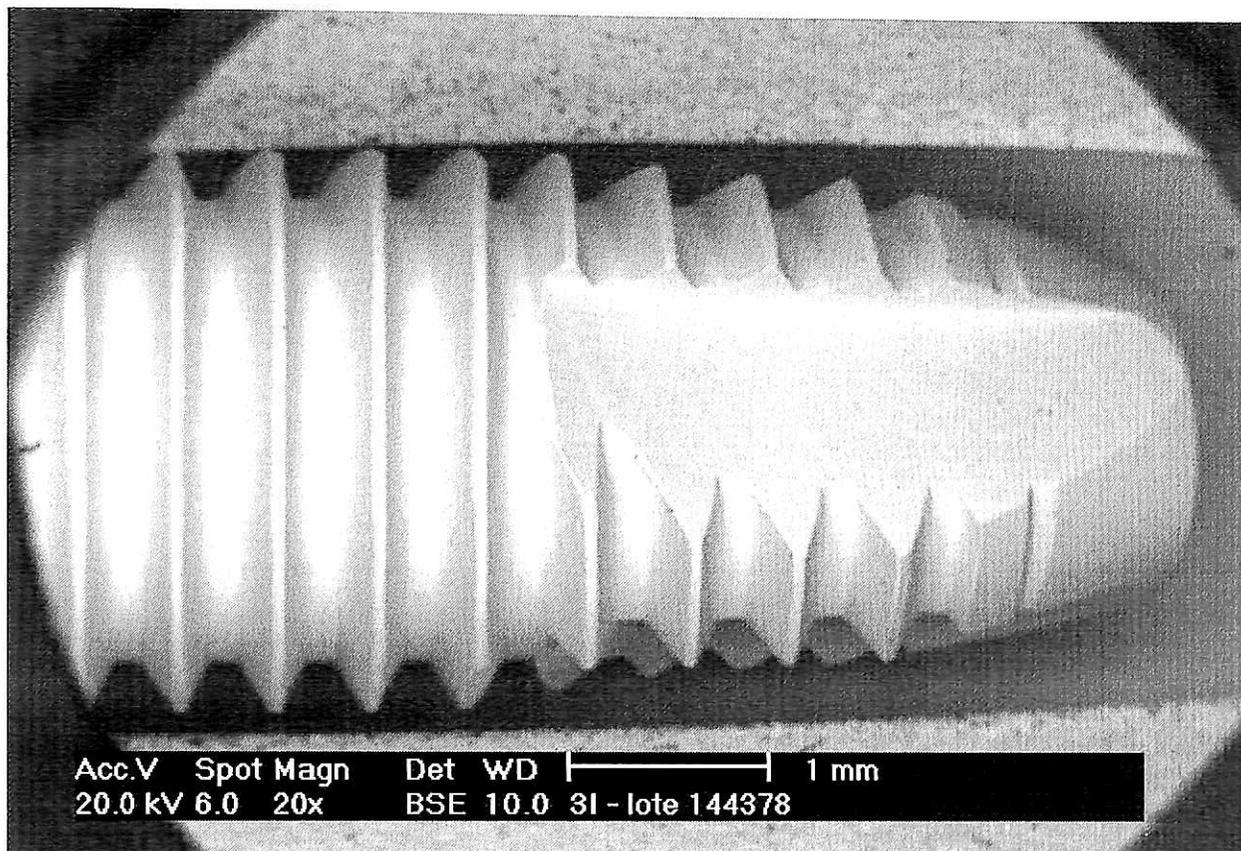


Fig 5.26 – Amostra 144378 (3I Implant Inovation), quantidade de manchas apicais



Fig 5.27 – Amostra 144377 (3I Implant Inovation), maior mancha

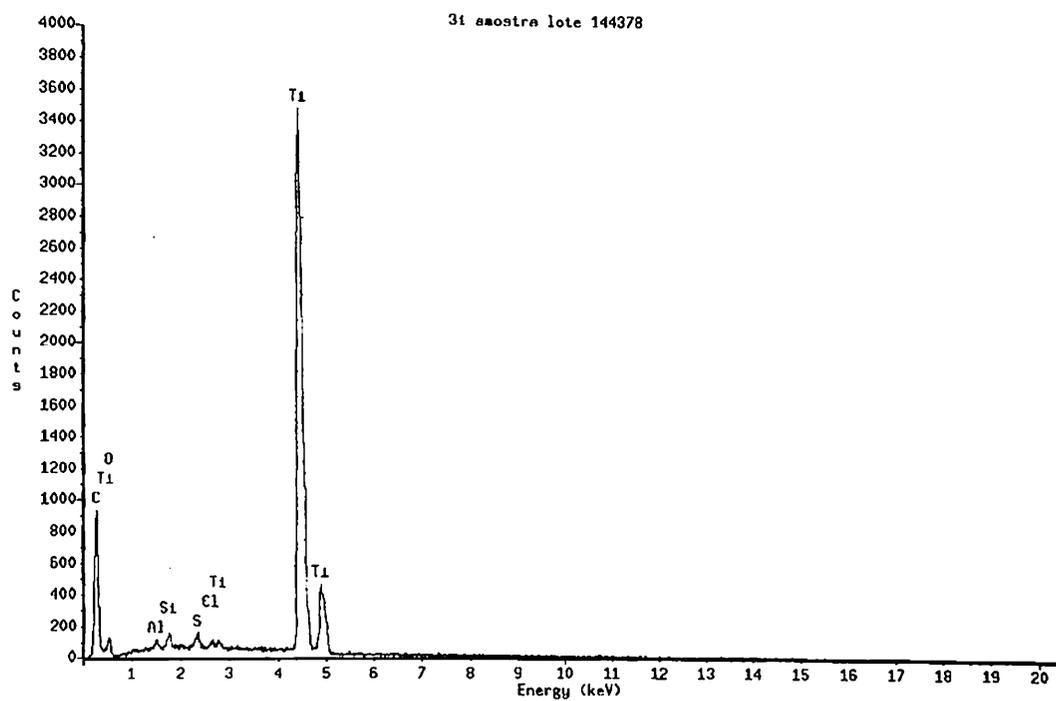


Gráfico 5.10: Amostra 144377 31 (Implant Inovation), composição da mancha

5.4) Implantes Implamed (Sterngold Implamed)

Amostra 0225

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 62 (Fig 5.28)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 33 (Fig 5.29)

Tamanho da maior mancha: 77,8 μm (Fig 5.30)

Composição da mancha "a":

C	60,32%
Zn	2,01%
Al	0,22%
Si	0,07%
S	0,71%
Cl	0,32%
K	0,40%
Ti	12,81%

Composição da mancha "b":

C	11,48%
Na	0,55%
Mg	0,18%
Si	15,53%
K	6,21%
Ti	50,90%
Fe	1,08%
Al	14,06%

Composição de local aleatório: Ti 99,93%
Al 0,07%

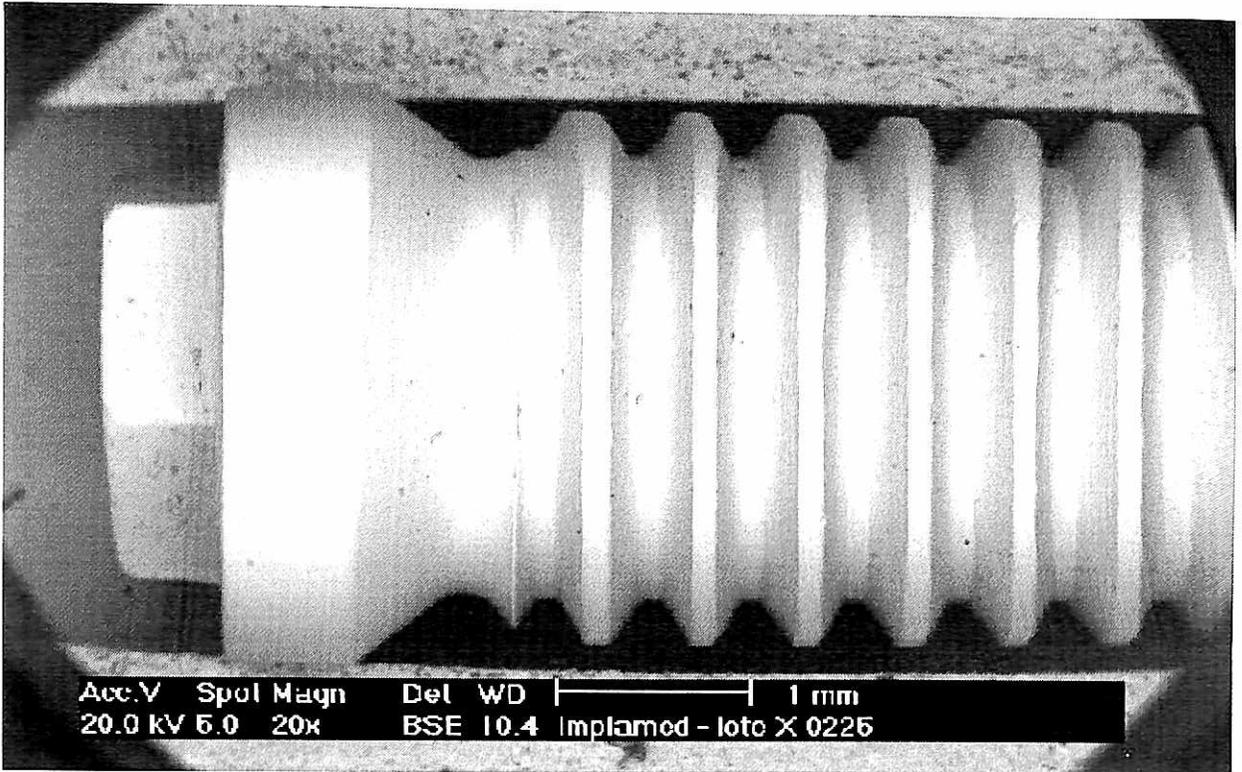


Fig 5.28 - Amostra 0225 (Implamed), quantidade de manchas coronais

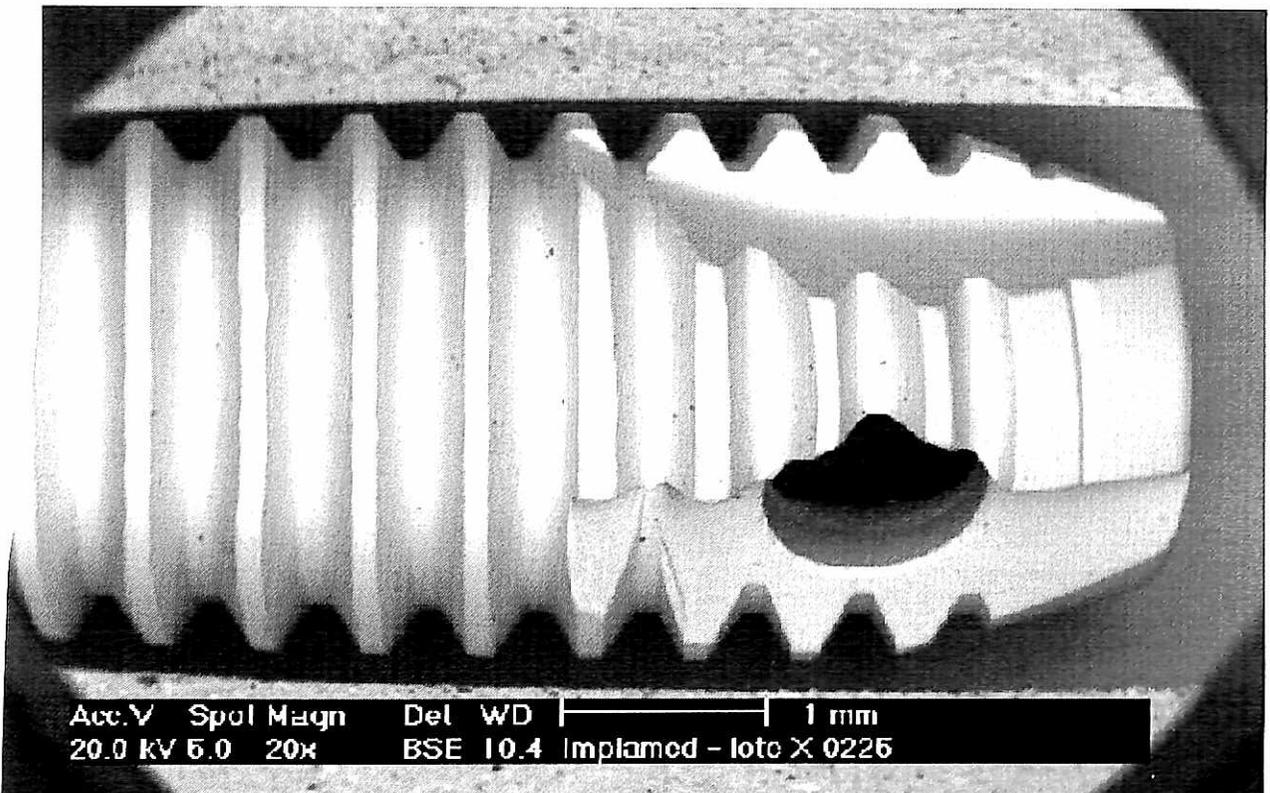


Fig 5.29 - Amostra 0225 (Implamed), quantidade de manchas Apicais

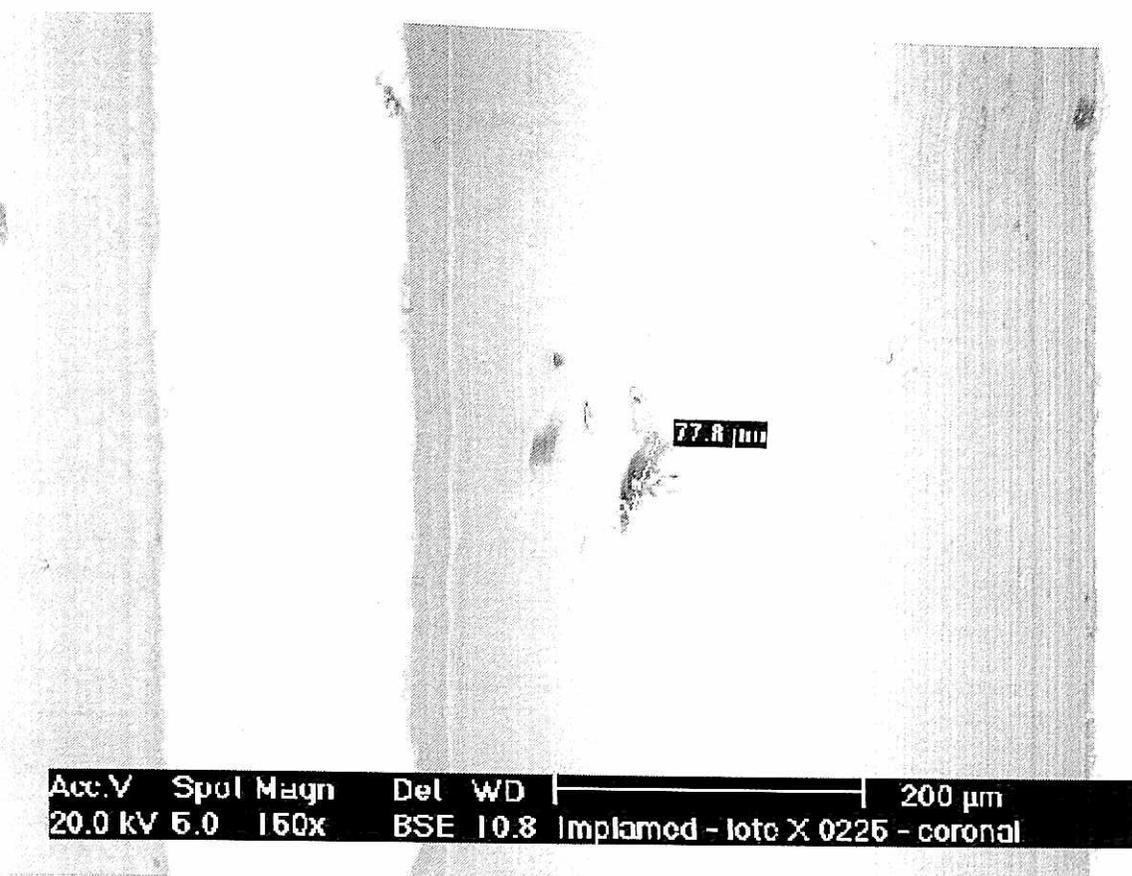


Fig 5.30 - Amostra 0225 (Implamed), maior mancha.

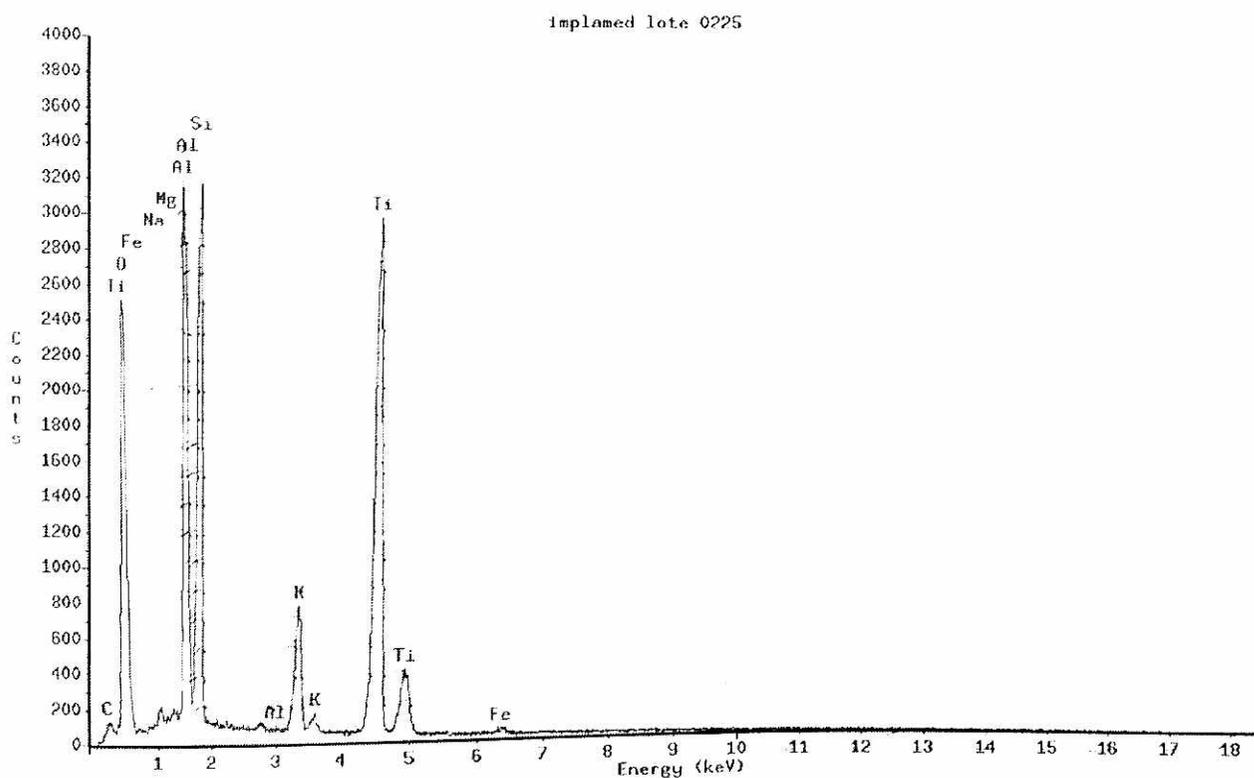


Gráfico 5.11- Amostra 0225 (Implamed), composição da mancha "a".

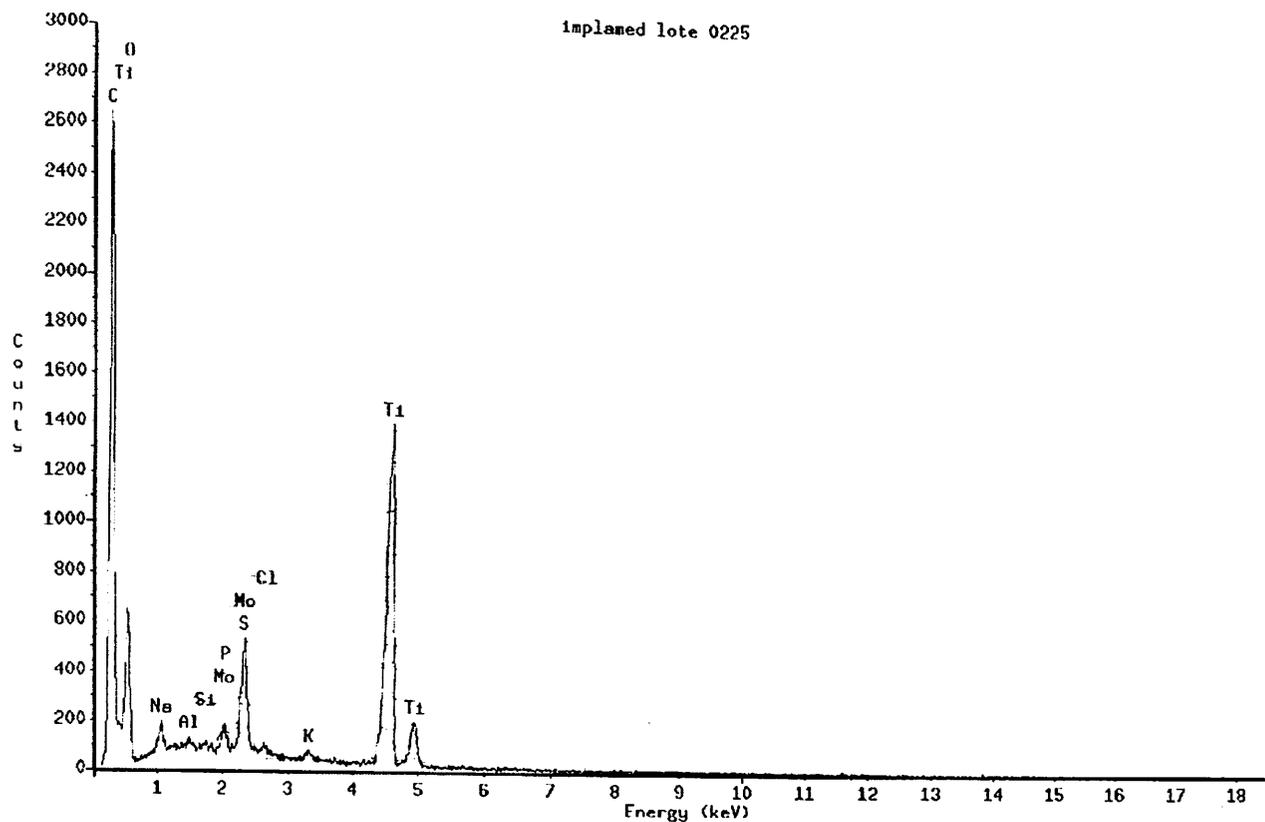


Gráfico 5.12 - Amostra 0225 (Implamed), composição da mancha

“b”.

Amostra 1066

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 45 (Fig 5.31)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 28 (Fig 5.32)

Tamanho da maior mancha: 41,4 μm (Fig 5.33)

Detalhe das pequenas manchas em campo aleatório (Fig 5.34)

Composição da mancha “a”:

C	72,6%
Zn	1,95%
Al	2,02%
Si	0,16%
P	0,16%
S	0,91%
Cl	0,20%
K	0,56%
Ti	21,43%

Composição da mancha "b":

C	9,07%
Na	0,14%
Mg	1,01%
Si	4,05%
Al	0,82%
Si	4,05%
Cl	0,12%
Fe	4,50%
Ti	80,3%

Composição de local aleatório: Ti 99,91%
Al 0,09%

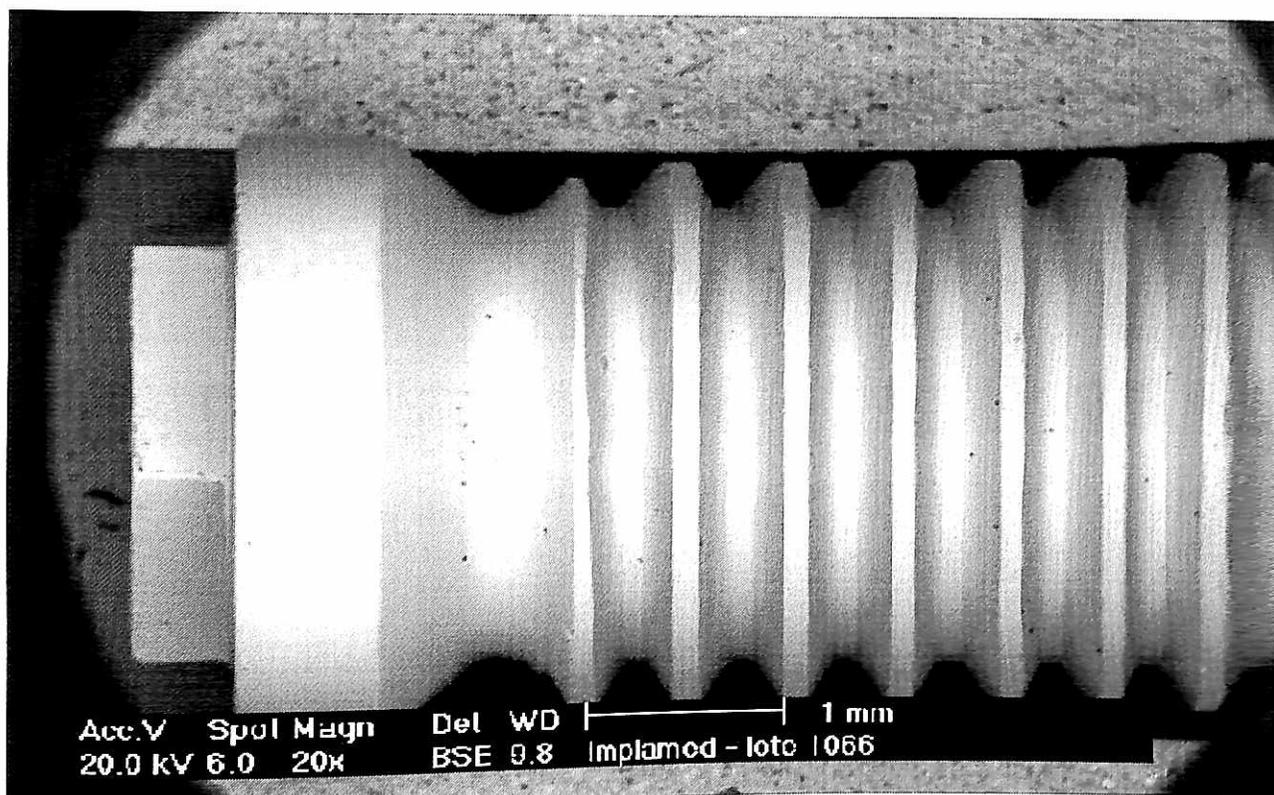


Fig 5.31 - Amostra 1066 (Implamed), quantidade de manchas coronais

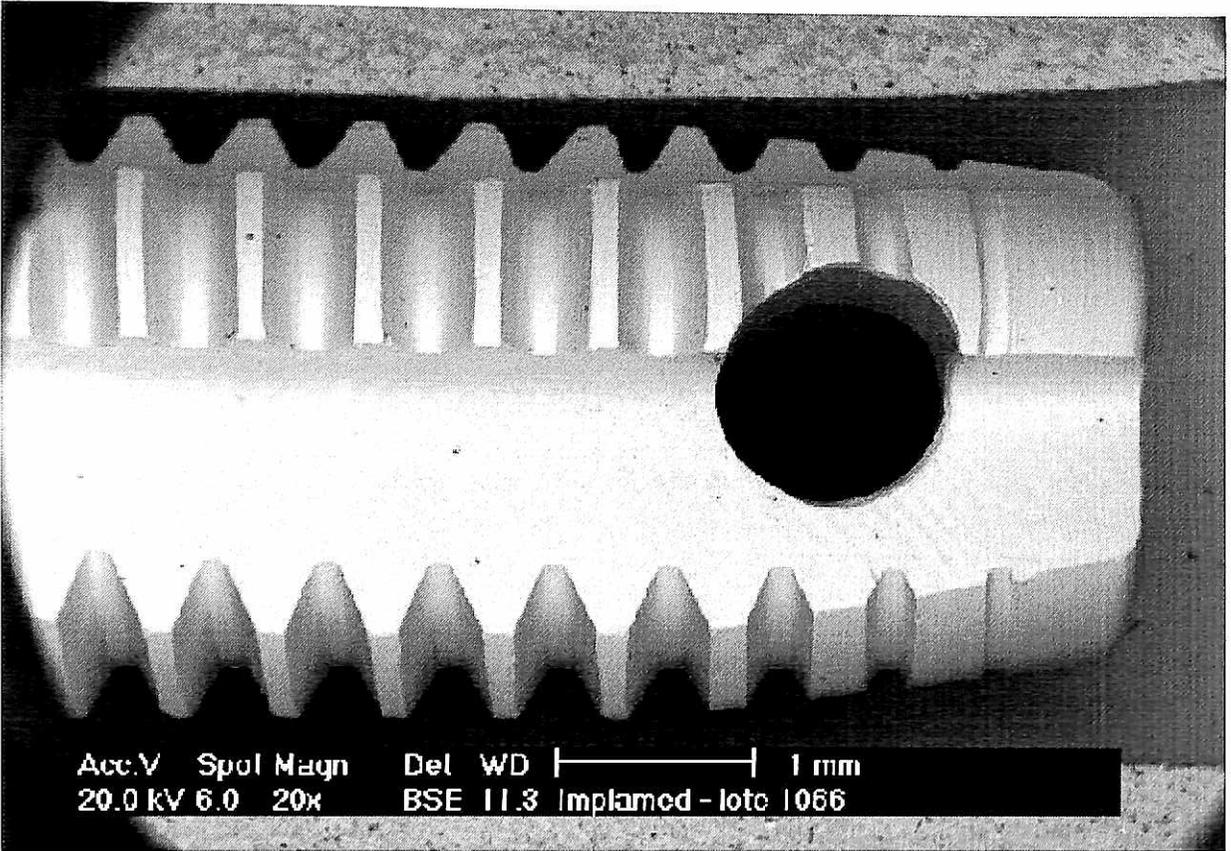


Fig 5.32 - Amostra 1066 (Implamed), quantidade de manchas apicais

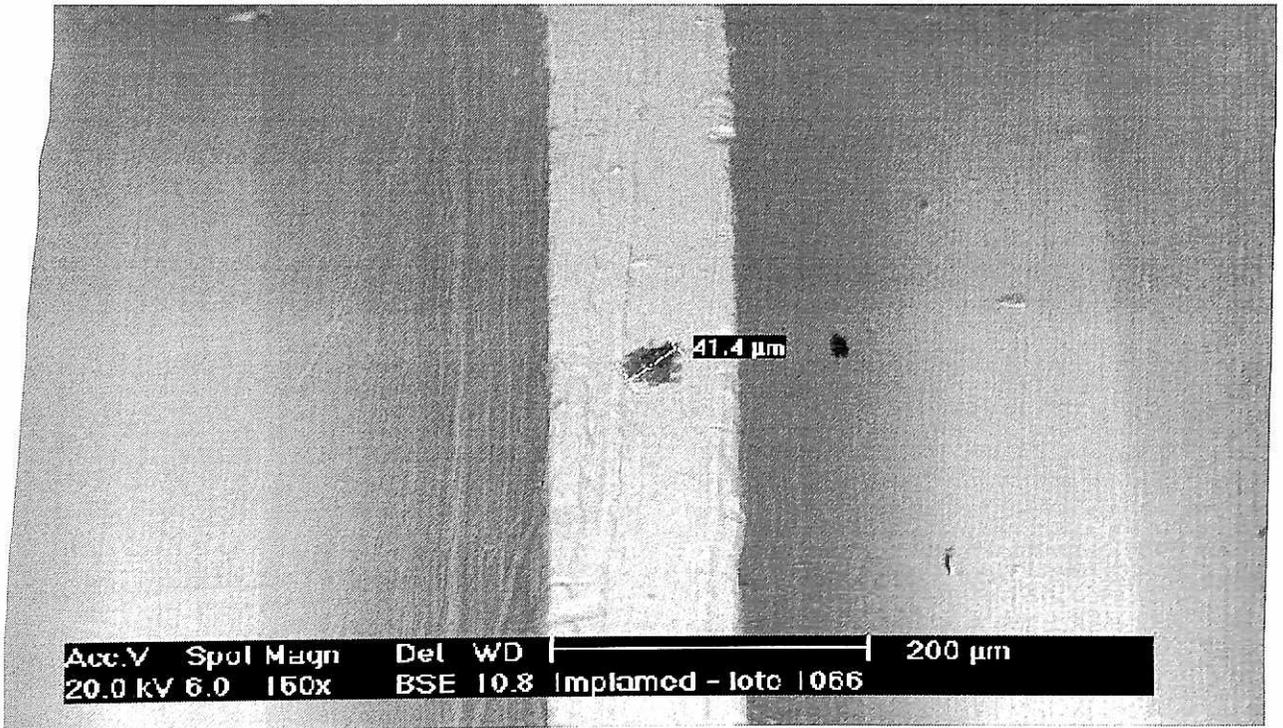


Fig 5.33 - Amostra 1066 (Implamed), maior mancha

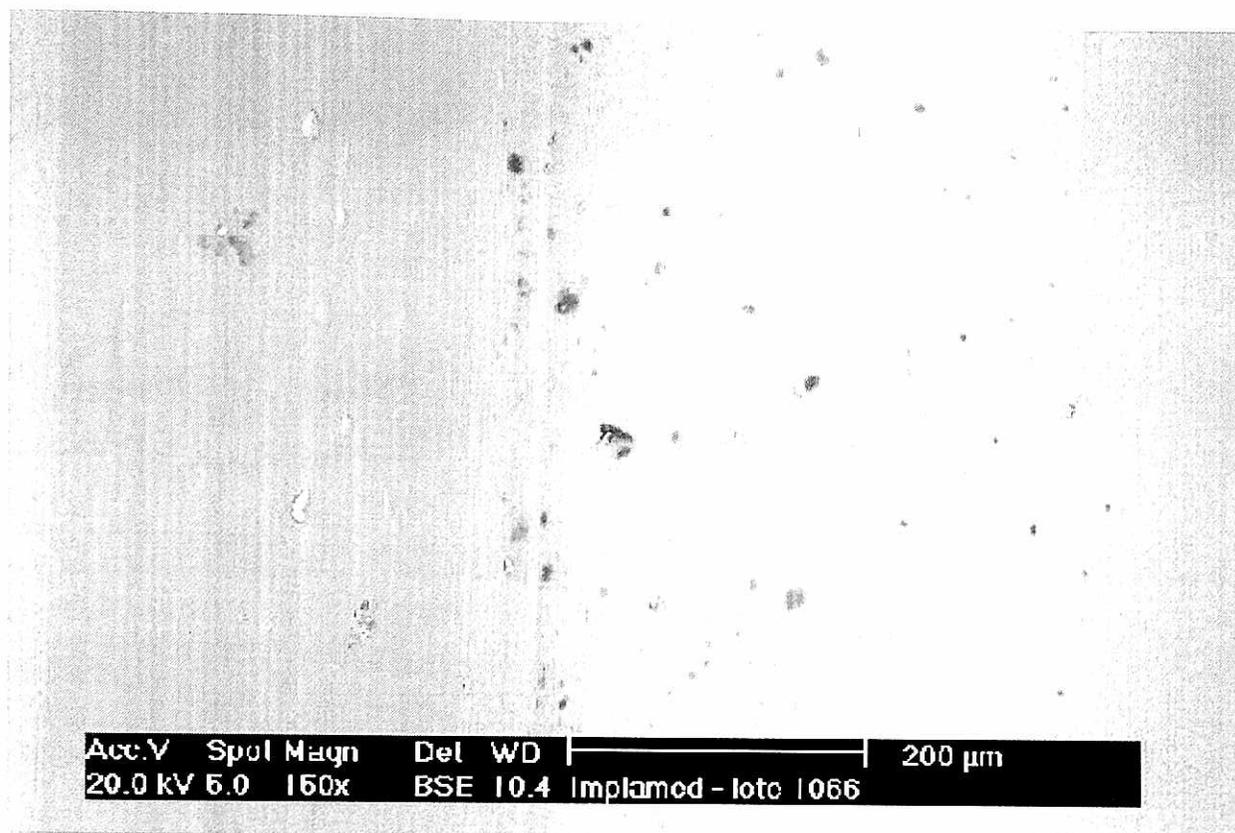


Fig 5.34 - amostra 1066 (Implamed), detalhe de pequenas manchas aleatórias.

Amostra x 0663

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 42 (Fig 5.35)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 20 (Fig 5.36)

Tamanho da maior mancha: 45 μm (Fig 5.37)

Composição da mancha "a":

C	7,85%
O	41,96%
Na	11,10%
Si	27,17%
Mg	1,19%
Ca	5,72%
Ti	5,02%

Composição da mancha "b":

C	15,52%
O	17,77%
Zn	1,10%
Al	0,31%

Si	1,14%
Ca	0,45%
Ti	63,72%

Composição da mancha do hexágono:

C	29,20%
O	26,00%
Zn	6,51%
Si	0,02%
P	1,73%
S	3,58%
Mo	0,27%
K	24,32%
Ti	8,37%

Composição de local aleatório: Ti 100%

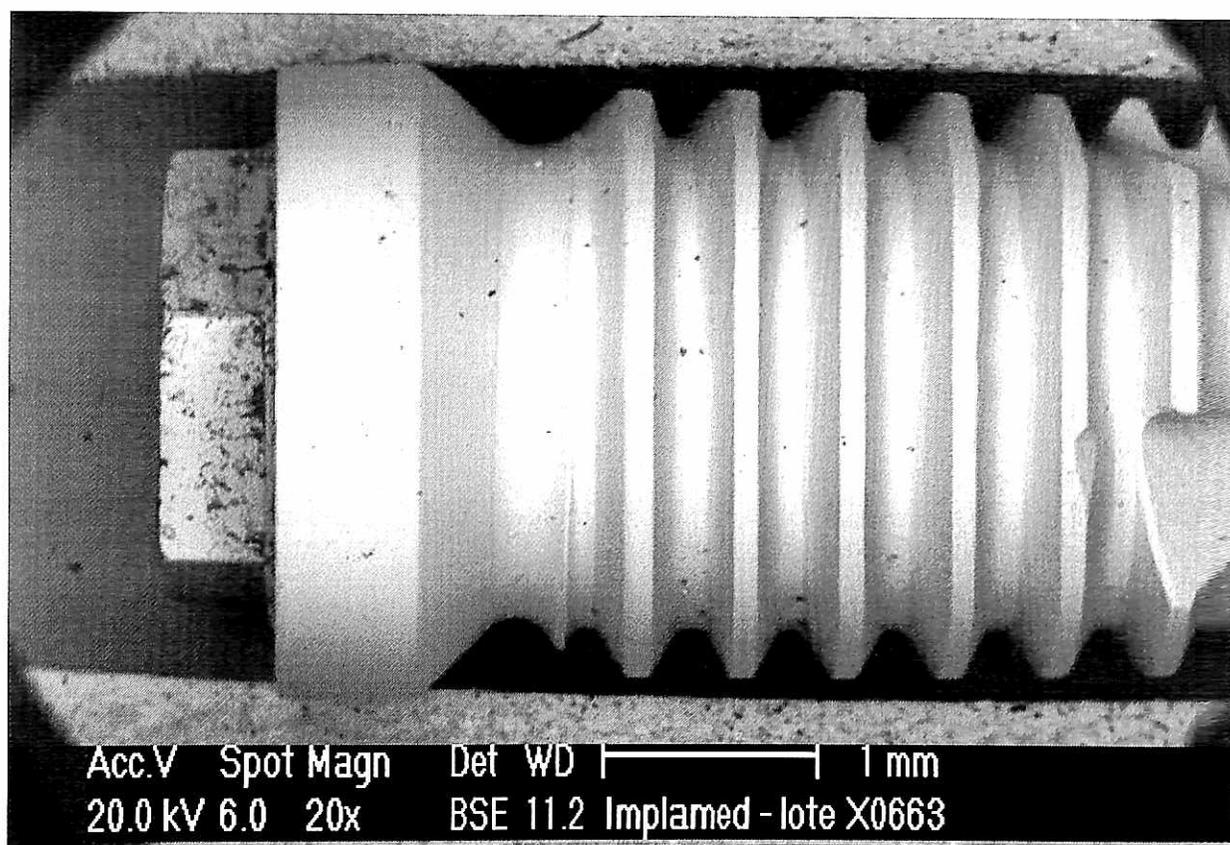


Fig 5.35 - Amostra X 0663 (Implamed), quantidade de manchas coronais

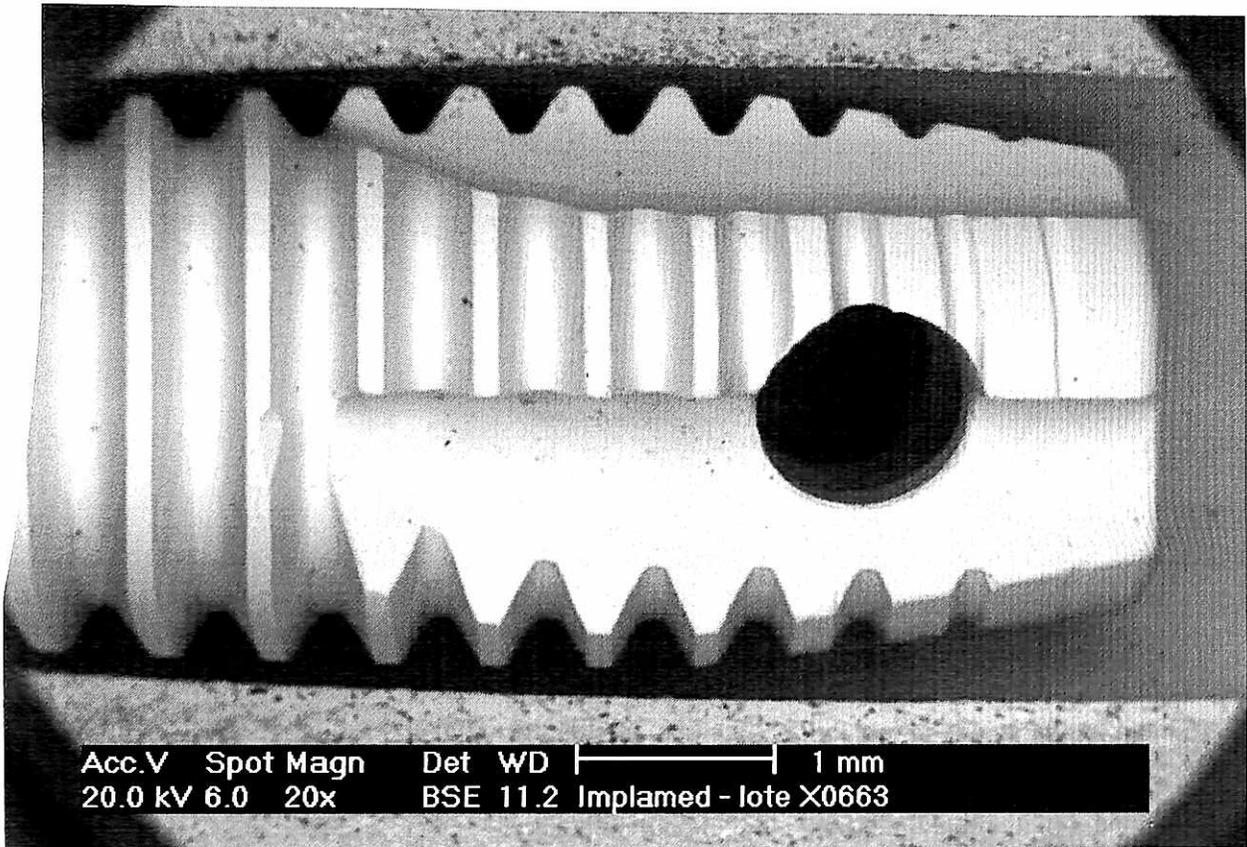


Fig 5.36 - Amostra X0663 (Implamed), quantidade de manchas Apicais

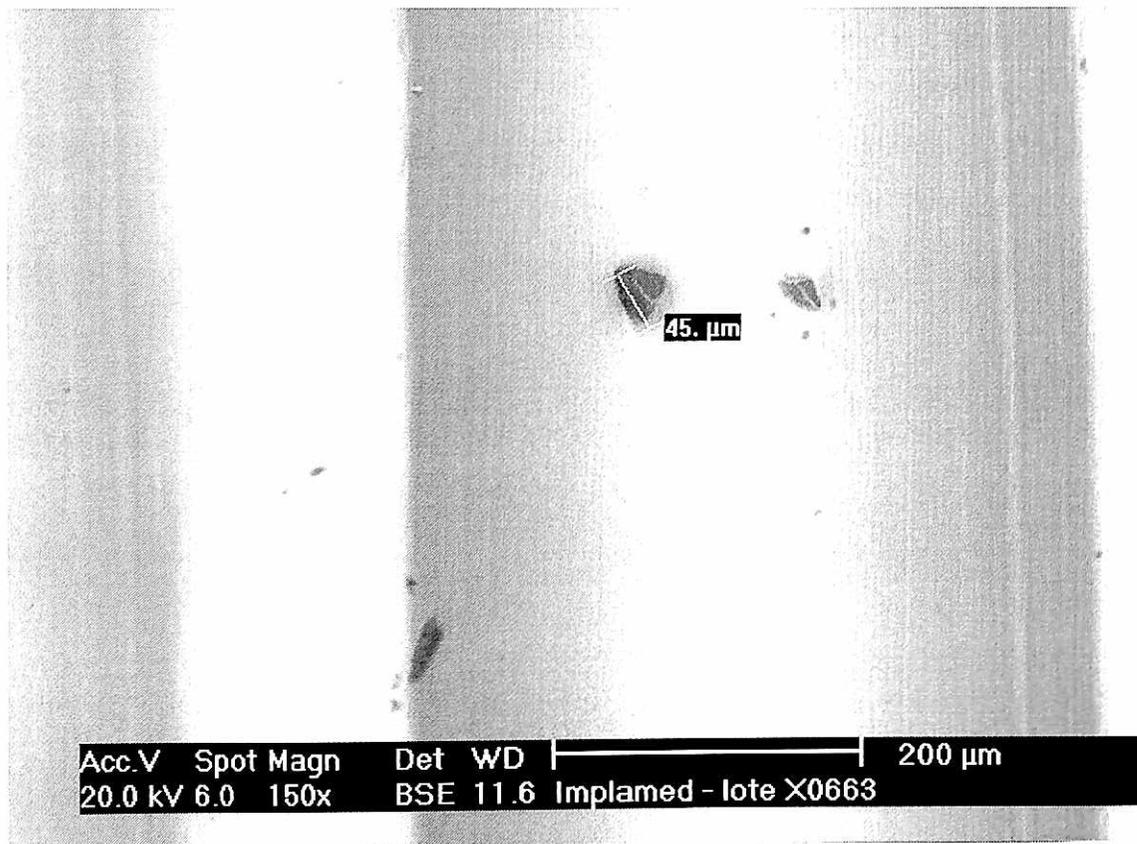


Fig 5.37 - Amostra X0663 (Implamed), maior mancha.

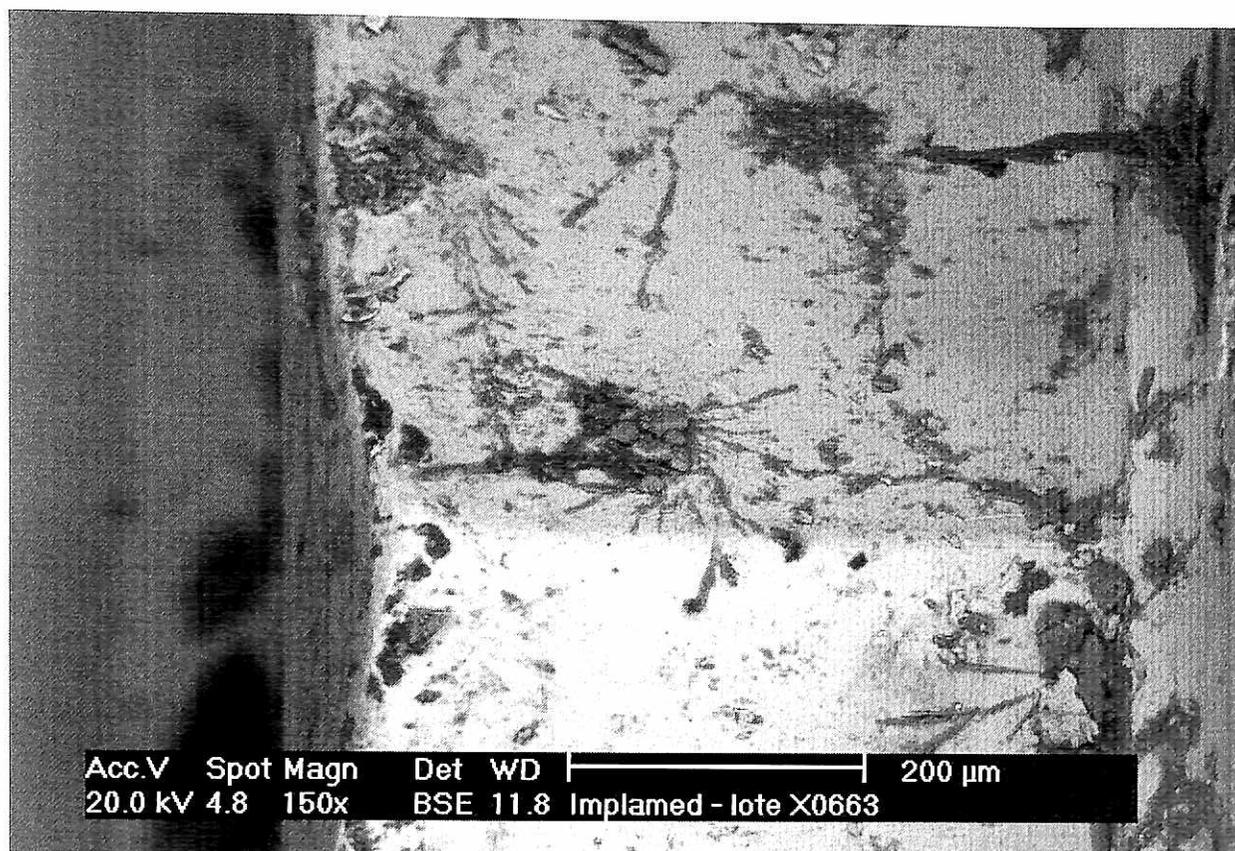


Fig 5.38 - Amostra X0663 (Implamed), detalhe das manchas no hexágono.

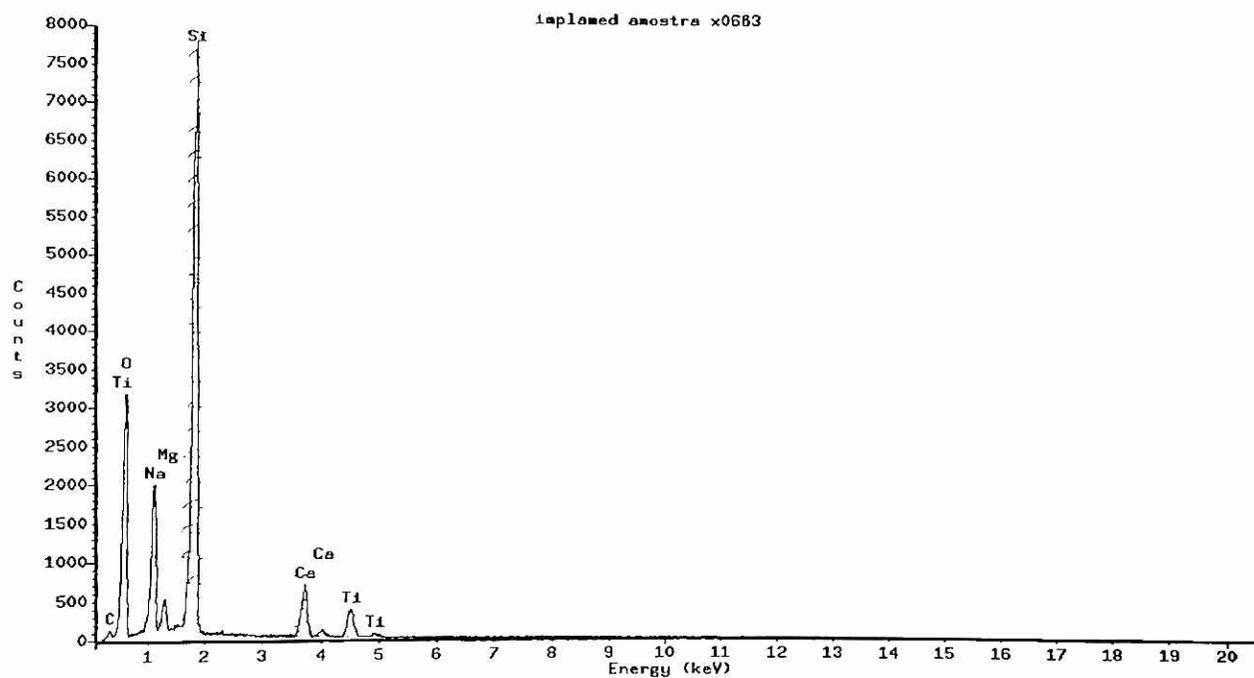


Gráfico 5.13- Amostra X0663 (Implamed), composição da mancha "a".

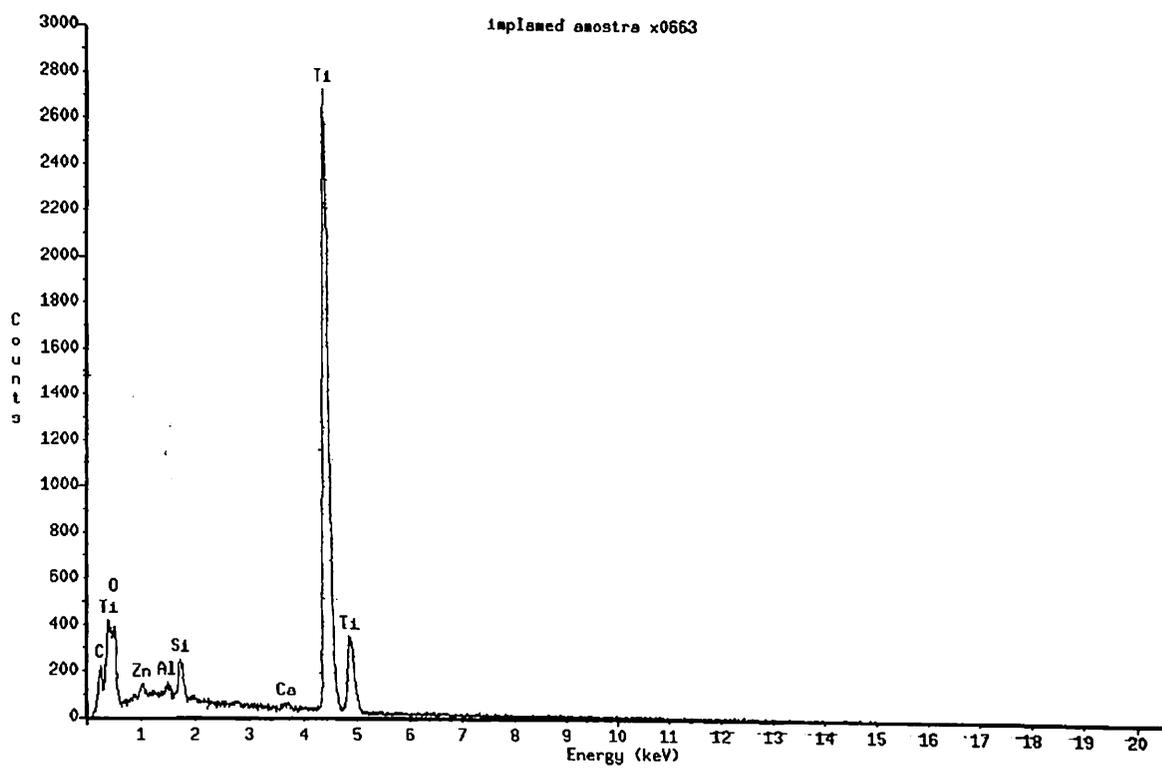


Gráfico 5.14 - Amostra X0663 (Implamed), composição da mancha

"b".

5.5) Implantes "Master Screw" Conexão

Amostra 4367

Quantidade de manchas de contaminações coronais: 07 (Fig 5.39)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 06 (Fig 5.40)

Tamanho da maior mancha: 36,1 μm (Fig 5.41)

Composição da mancha "a":

C	56,28%
O	5,61%
Al	0,05%
S	0,55%
Ti	37,34%
Cl	0,18%

Composição da mancha "b":

C	87,51%
Ti	11,67%
Cr	0,23%
Fe	0,41%

Composição de local aleatório: Ti 100%

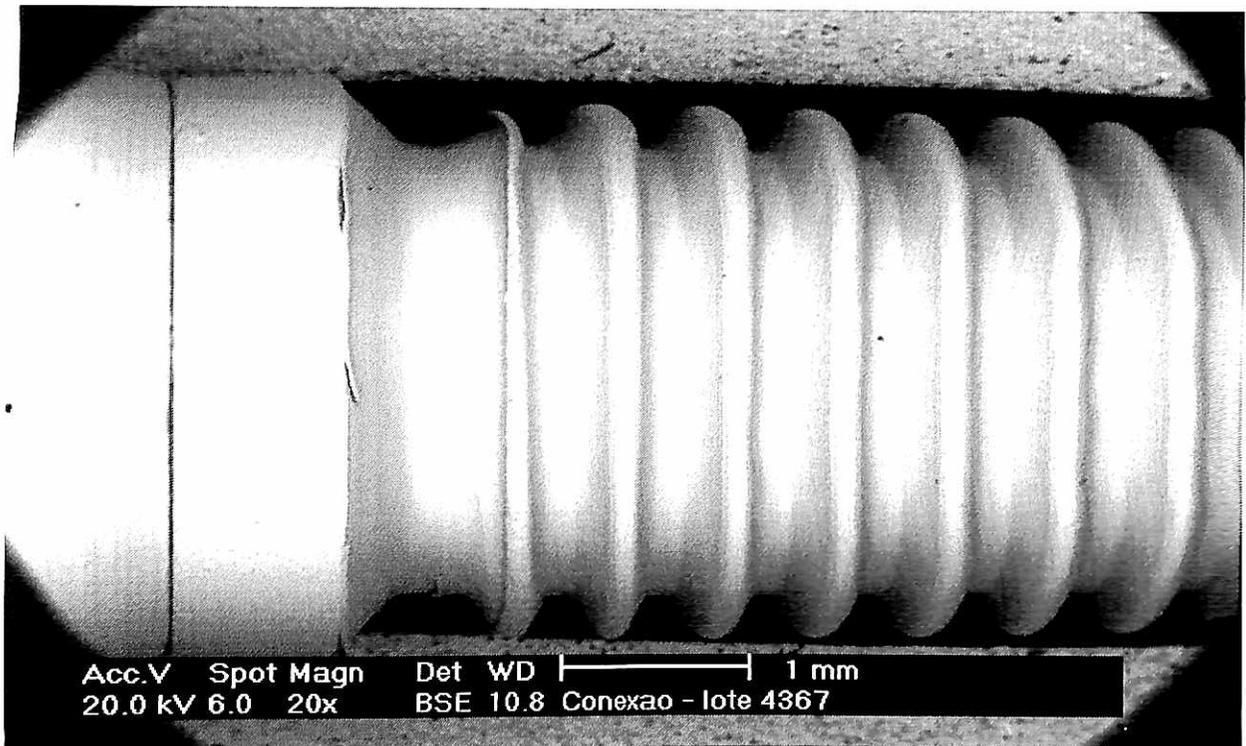


Fig 5.39 - Amostra 4367 (Conexão), quantidade de manchas coronais

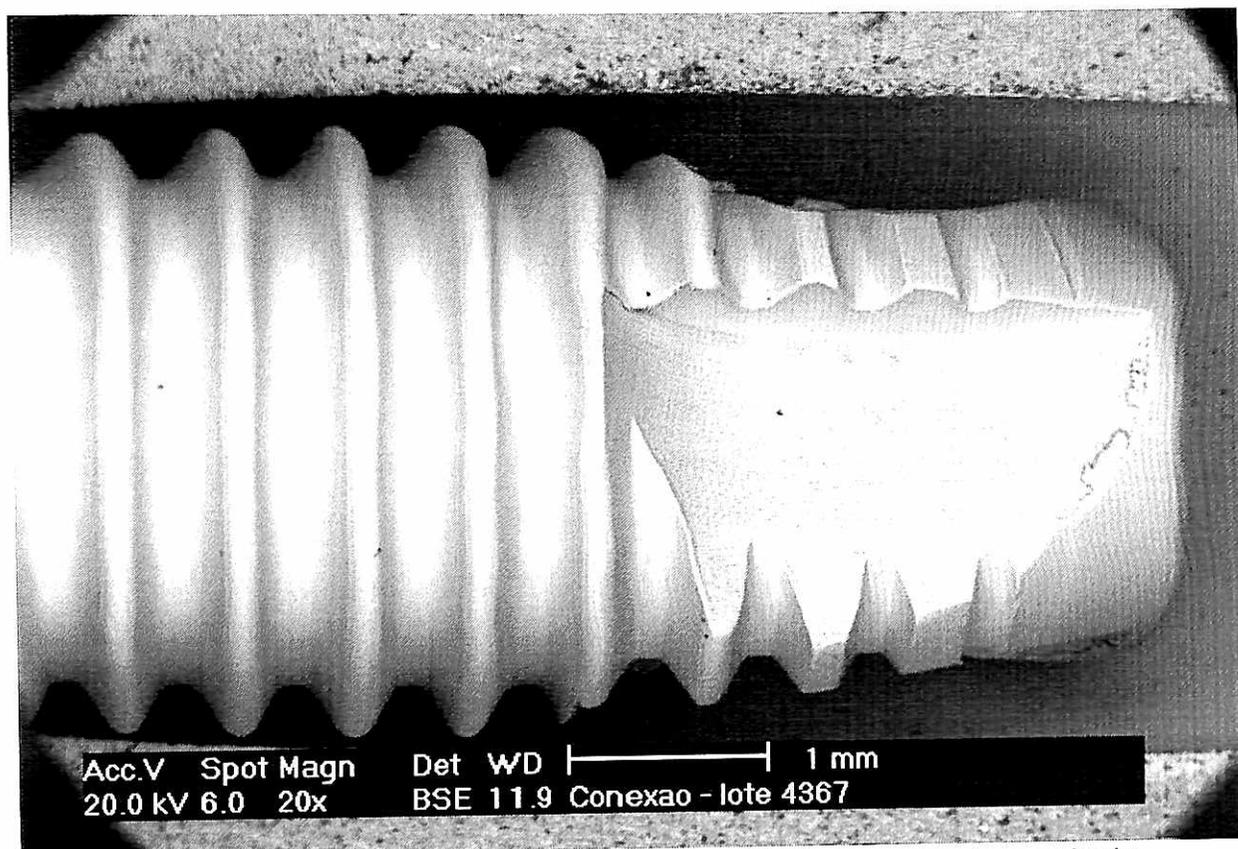


Fig 5.40 - Amostra 4367 (Conexão), quantidade de manchas apicais

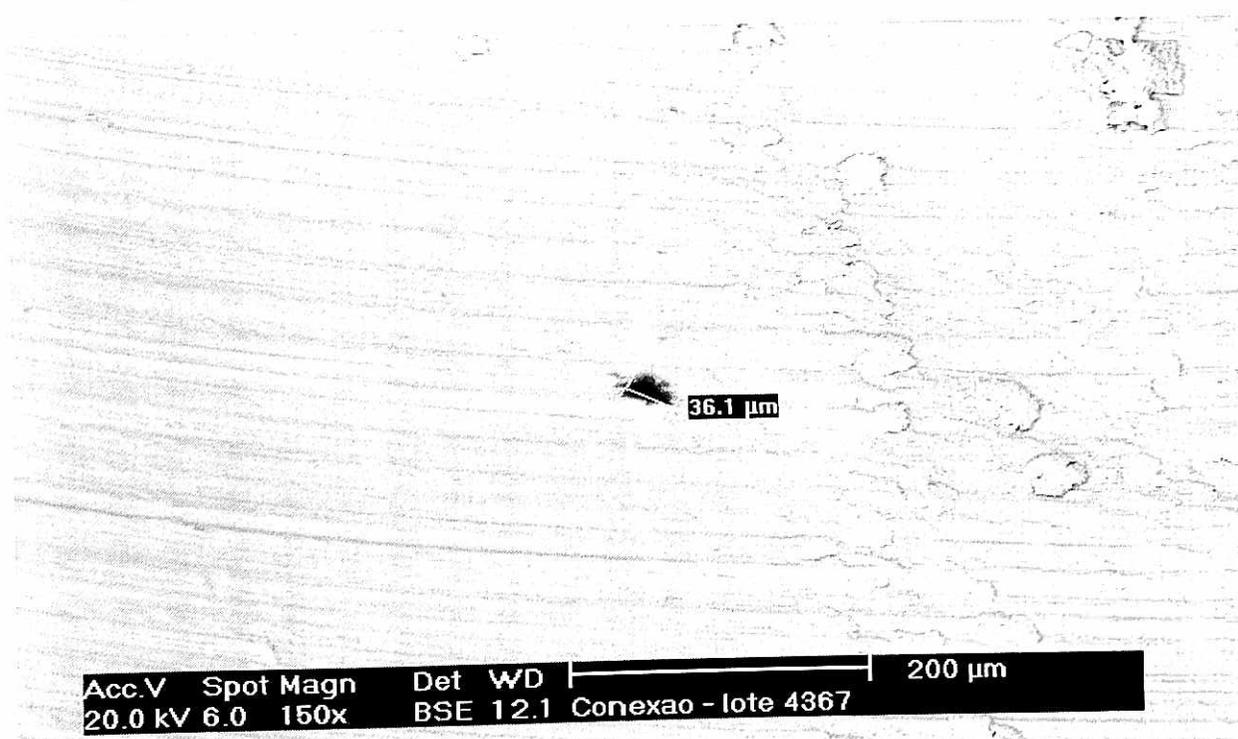


Fig 5.41 - Amostra 4367 (Conexão), maior mancha.

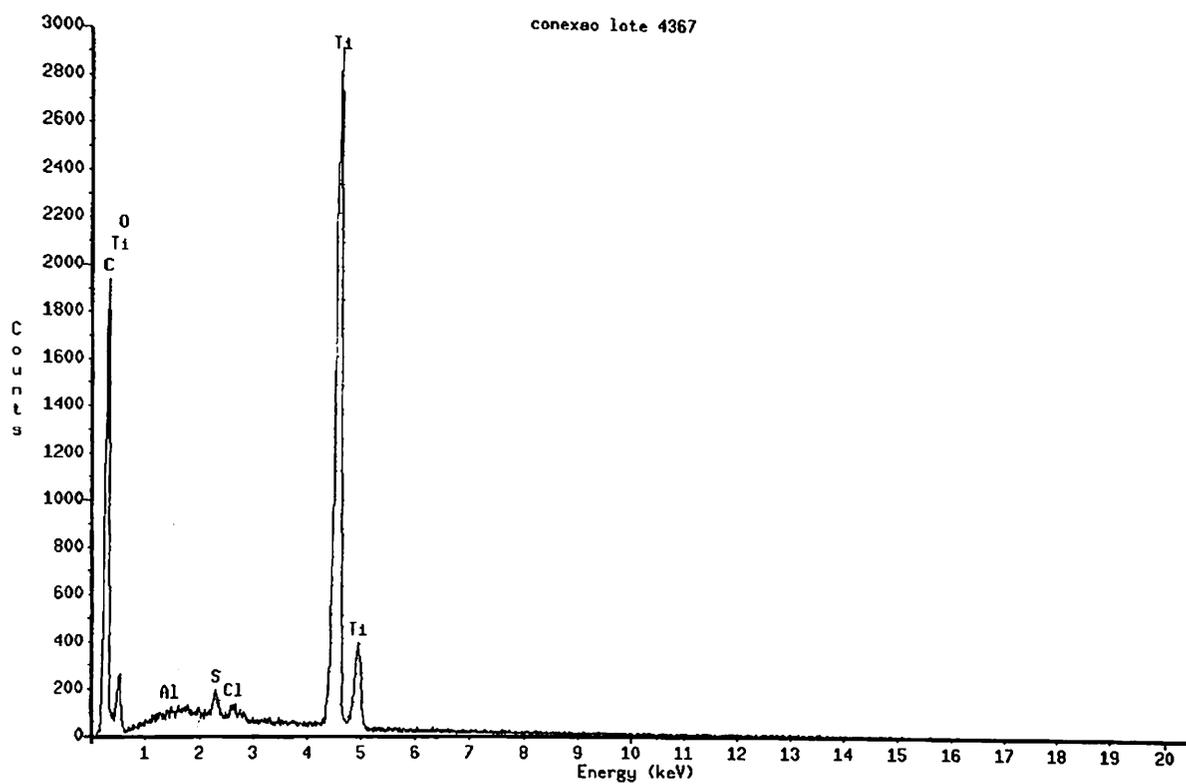


Gráfico 5.15 - Amostra 4367 (Conexão) composição da mancha "a".

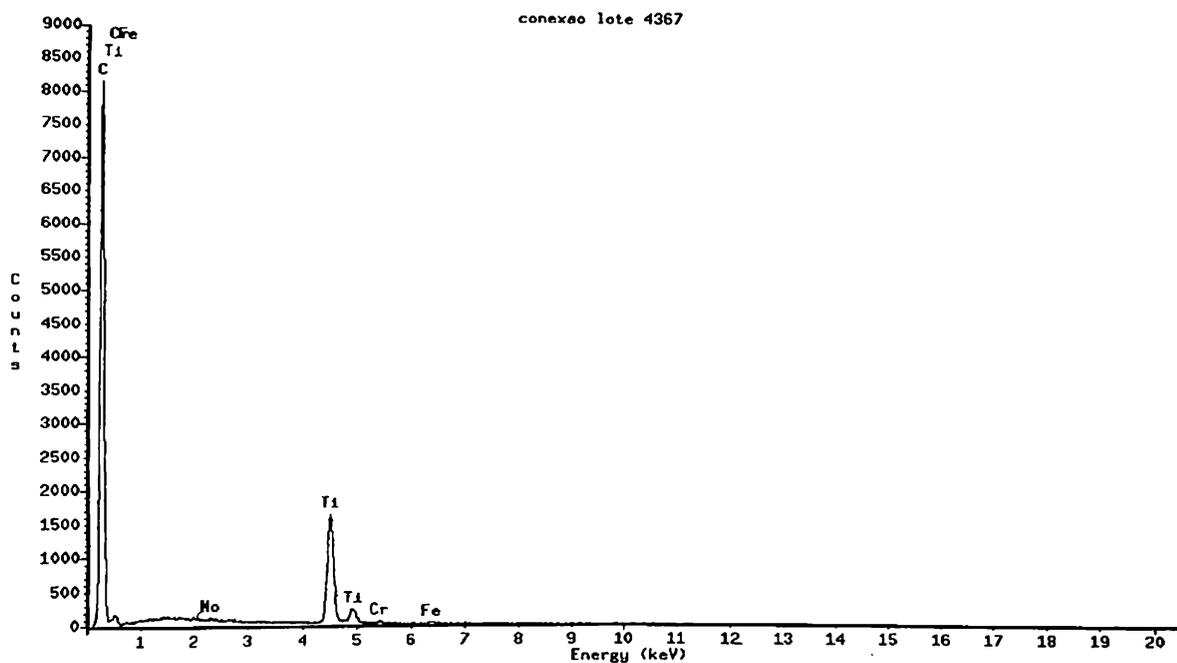


Gráfico 5.16 - Amostra 4367 (Conexão) composição da mancha "b".

Amostra 5464

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 06 (Fig 5.42)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 09 (Fig 5.43)

Tamanho da maior mancha: 43,7 μm (Fig 5.44)

Composição da mancha "a":

C	42,34%
Al	0,76%
Si	0,80%
Ti	53,09%
Fe	3,73%

Composição da mancha "b":

C	50,69%
S	0,26%
Fe	0,21%
Ti	48,85%

Composição de local aleatório: Ti 100%

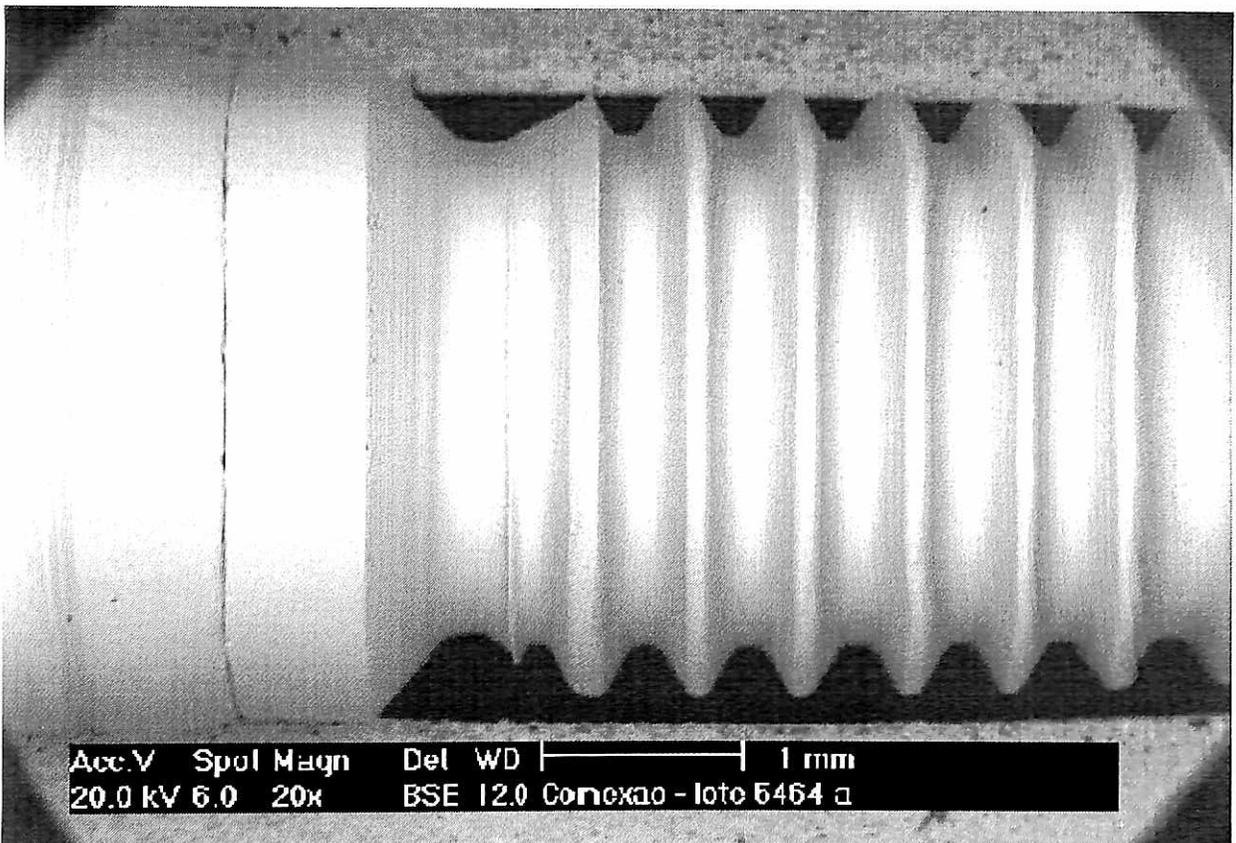


Fig 5.42 - Amostra 5464 (Conexão), quantidade de manchas coronais.

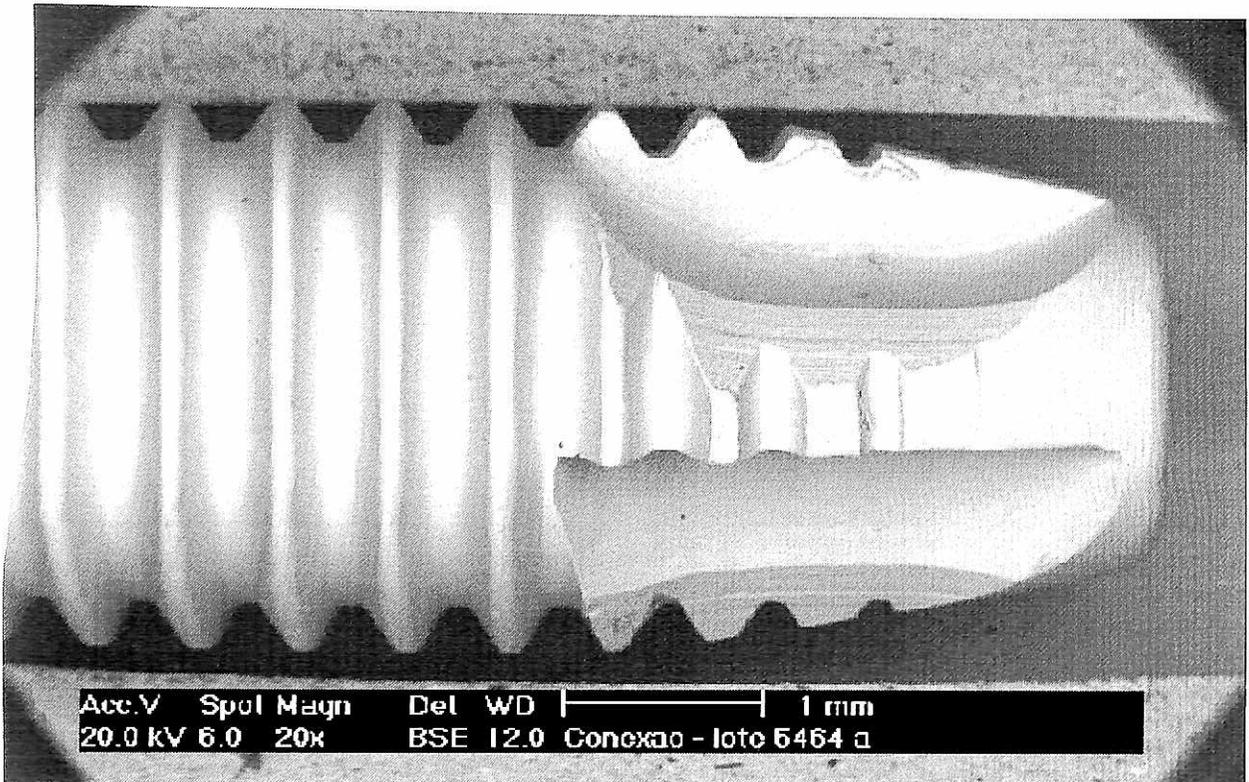


Fig 5.43 - Amostra 5464 (Conexão), quantidade de manchas apicais.

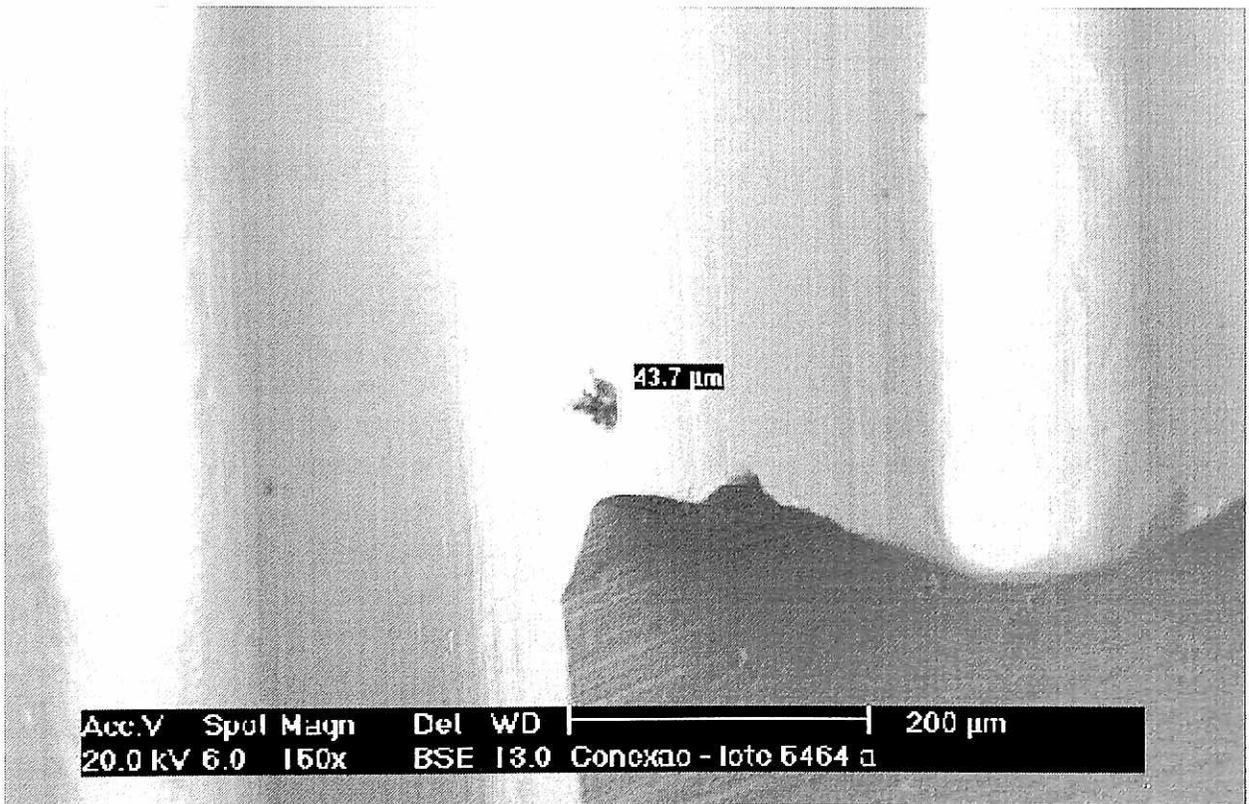


Fig 5.44- Amostra 5464 (Conexão), maior mancha.

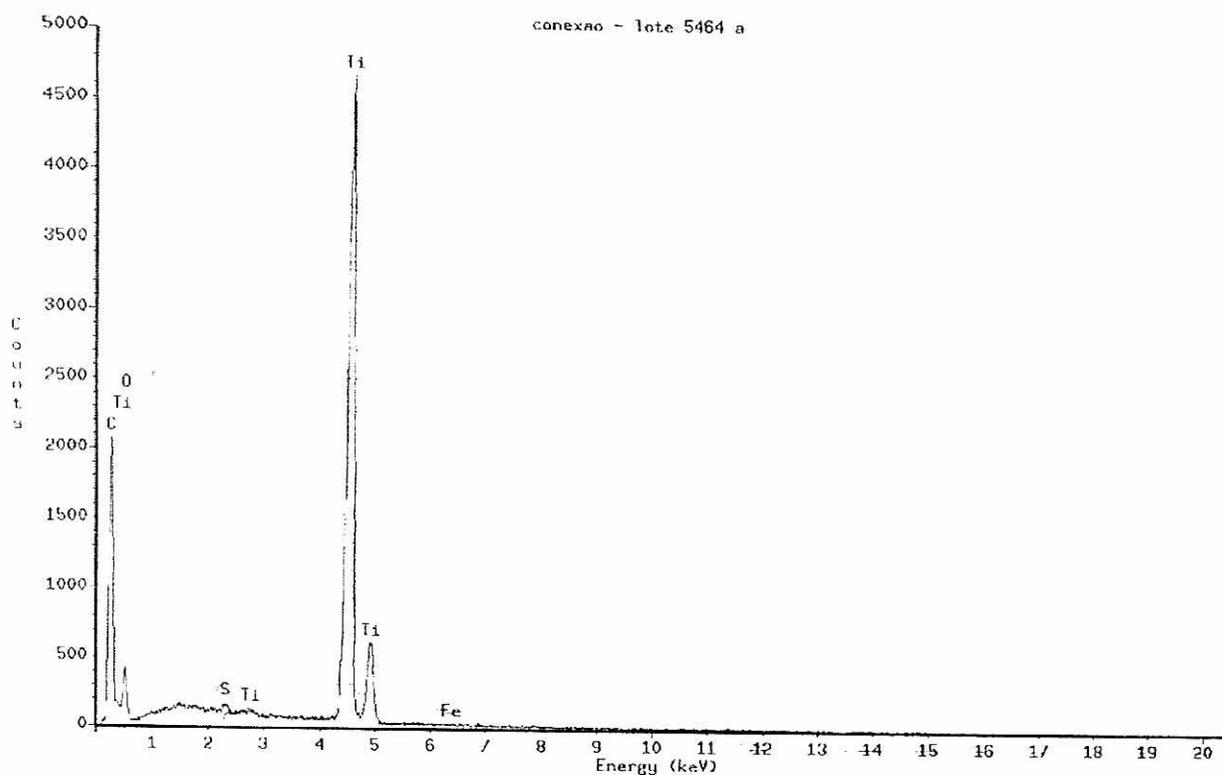


Gráfico 5.17 - Amostra 5464 (Conexão) composição da mancha.

Amostra 4374

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 02 (Fig 5.45)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 01 (Fig 5.46)

Tamanho da maior mancha: 18,6 μ m (Fig 5.47)

Composição da mancha:

C 11,36%

Ti 88,64%

Composição de local aleatório: Ti 100%

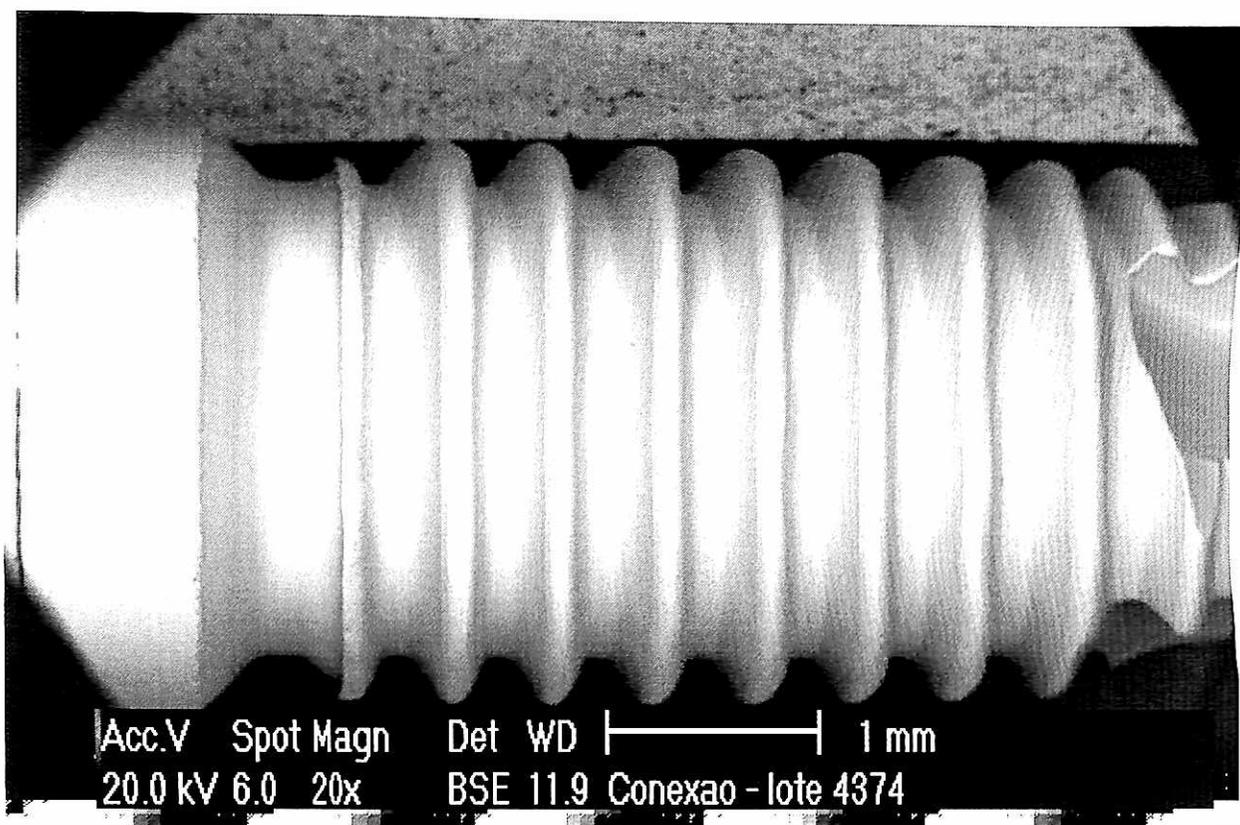


Fig 5.45- Amostra 4374 (Conexão), quantidade de manchas coronais.

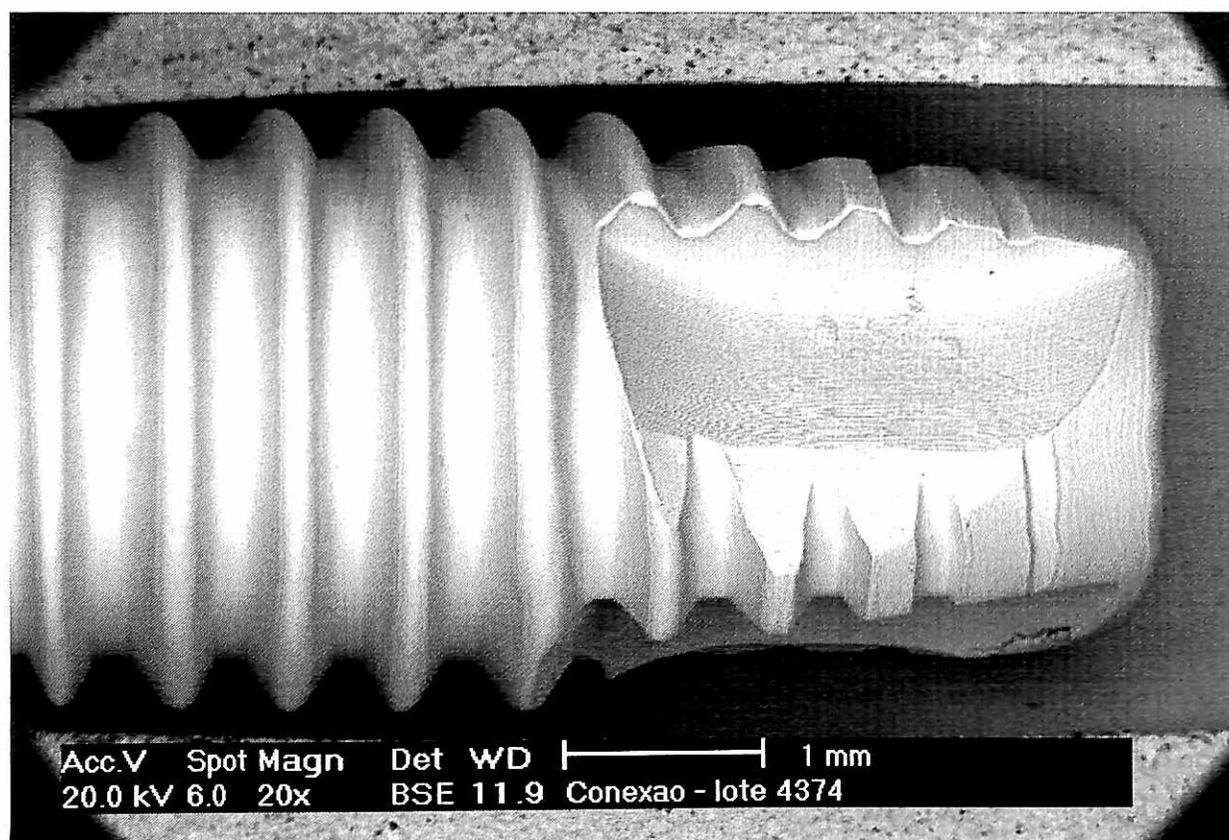


Fig 5.46 - Amostra 4374 (Conexão), quantidade de manchas apicais.

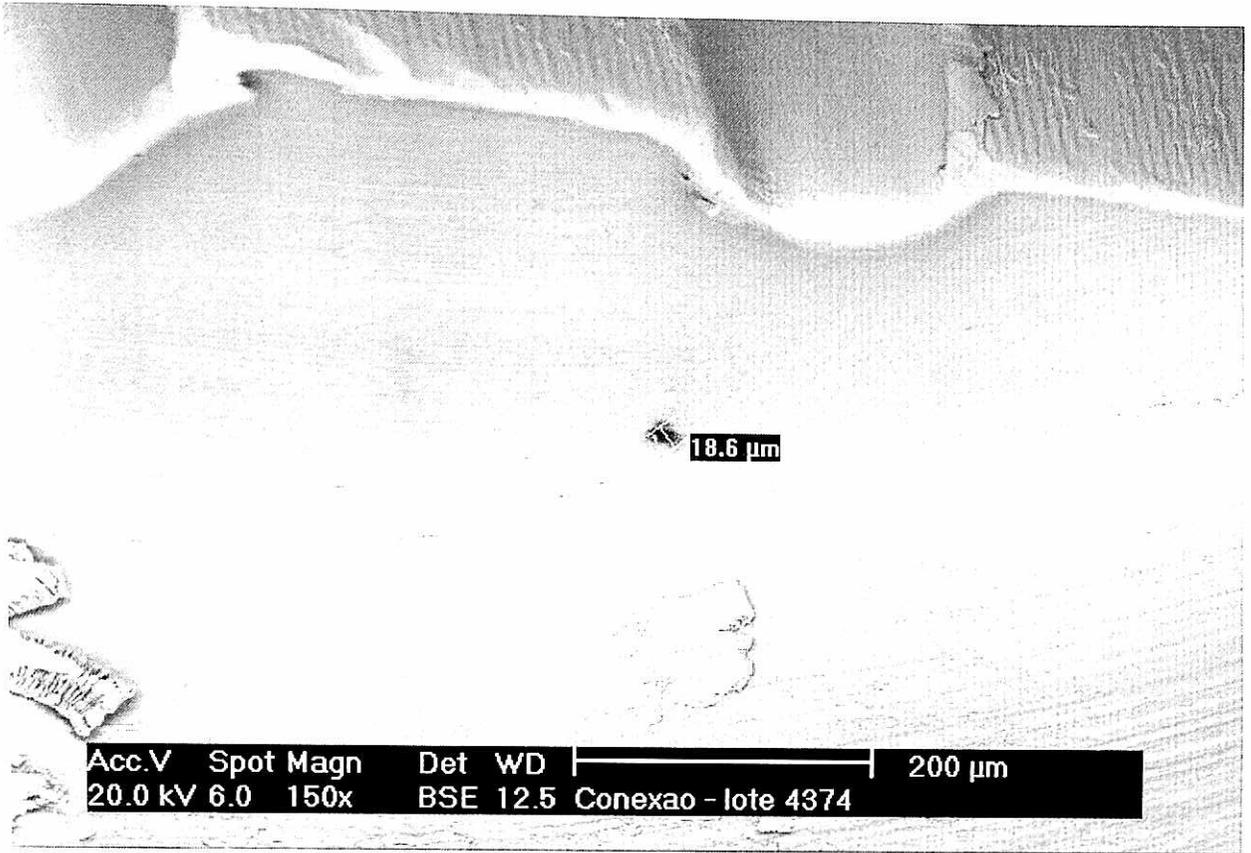


Fig 5.47- Amostra 4374 (Conexão), maior mancha.

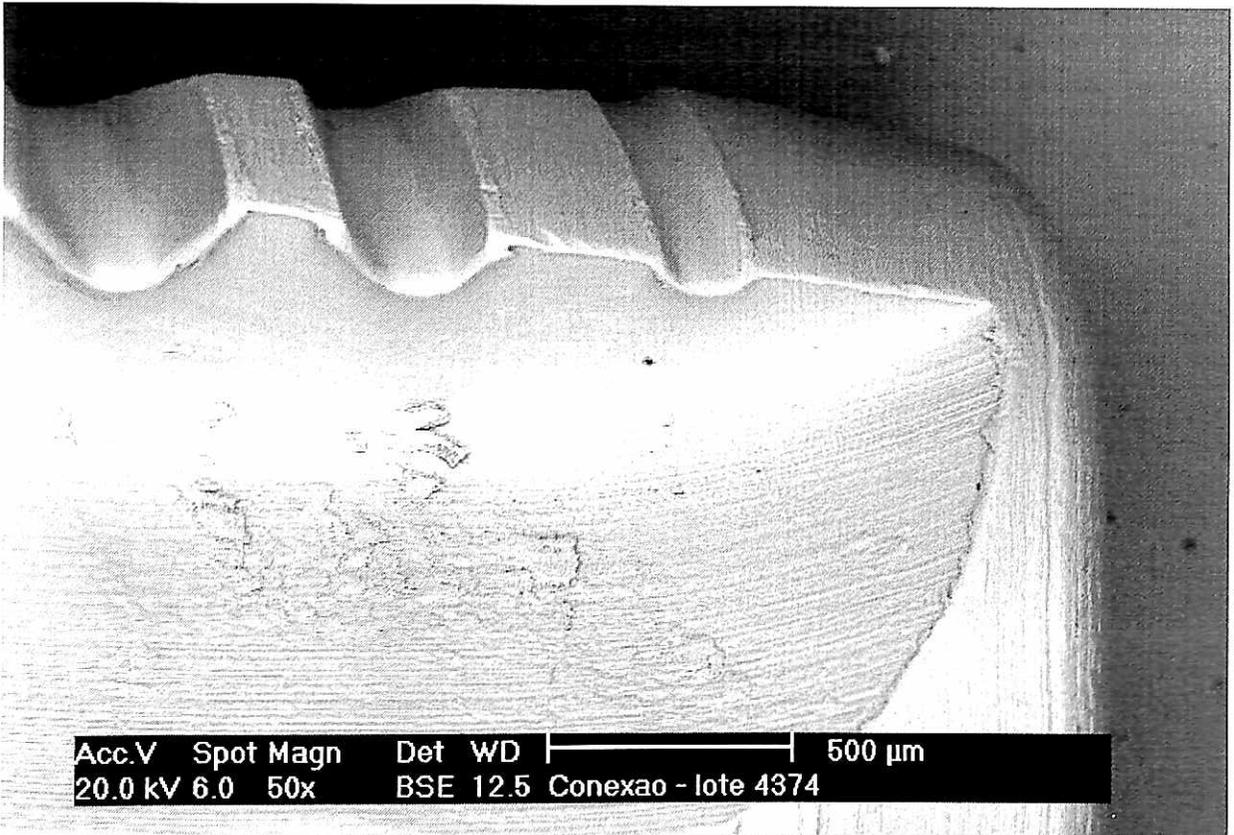


Fig 5.48- Amostra 4374 (Conexão), rebarbas.

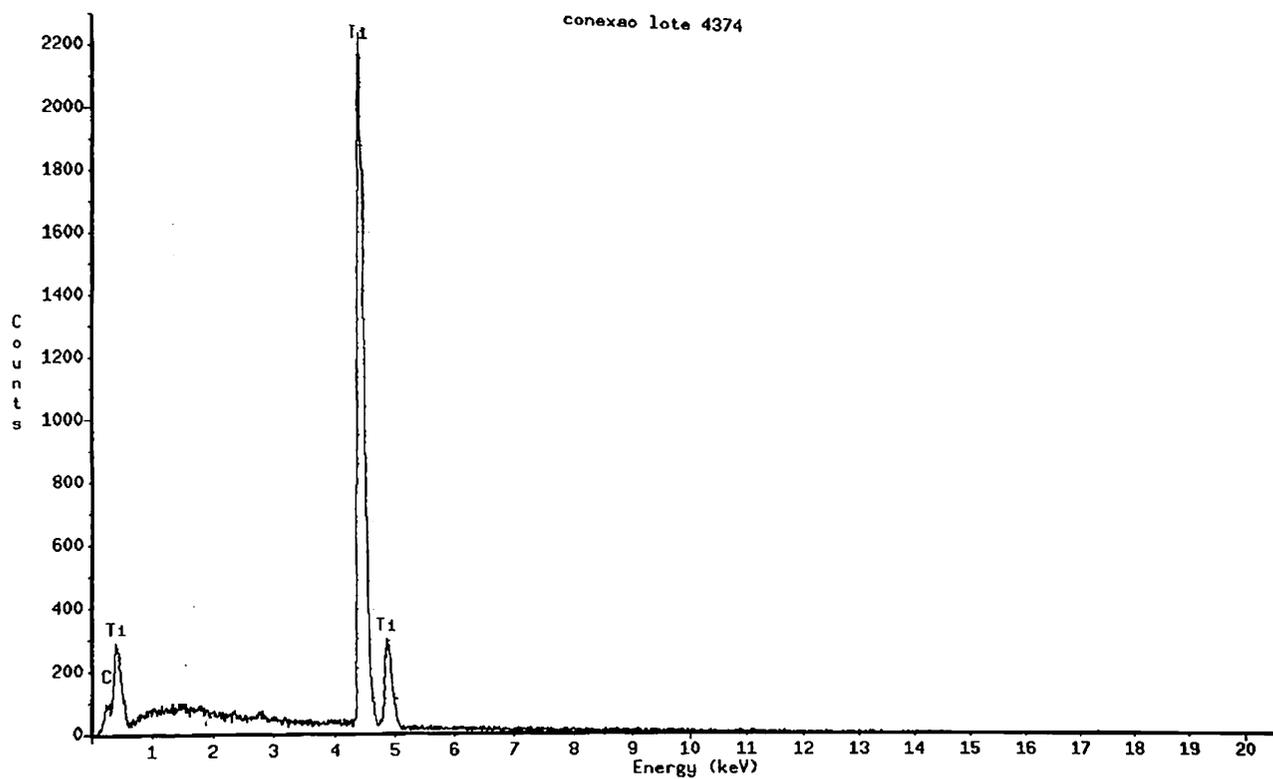


Gráfico 5.18 - Amostra 4374 (Conexão) composição da mancha.

5.6) Implantes Titamax (Neodent)

Amostra L6342

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 04 (Fig 5.49)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 44 (Fig 5.50)

Tamanho da maior mancha: 127 μm (Fig 5.51)

Detalhes das manchas encontradas (Figs. 5.52 e 5.53)

Composição da mancha "a":

C	34,81%
O	9,07%
Zn	0,27%
Si	0,23%
S	0,11%
Ca	8,69%
Ti	46,81%

Composição da mancha "b":

C	50,58%
O	15,25%
Al	0,44%
Si	0,44%
S	0,32%
Cl	0,10%
Ca	14,53%
Ti	16,57%
Zn	0,38%

Composição de local aleatório: Ti 100%

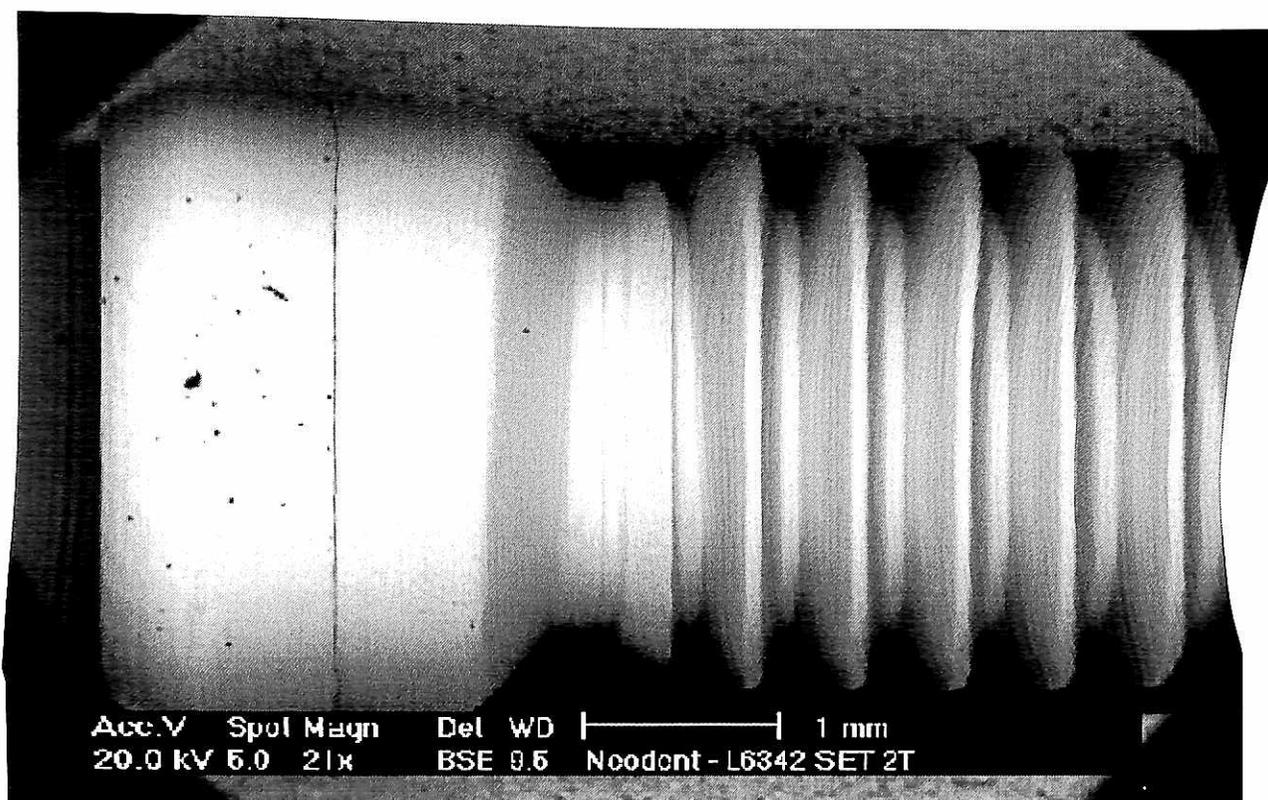


Fig 5.49 Amostra L6342 (Neodent), quantidade de manchas coronais.

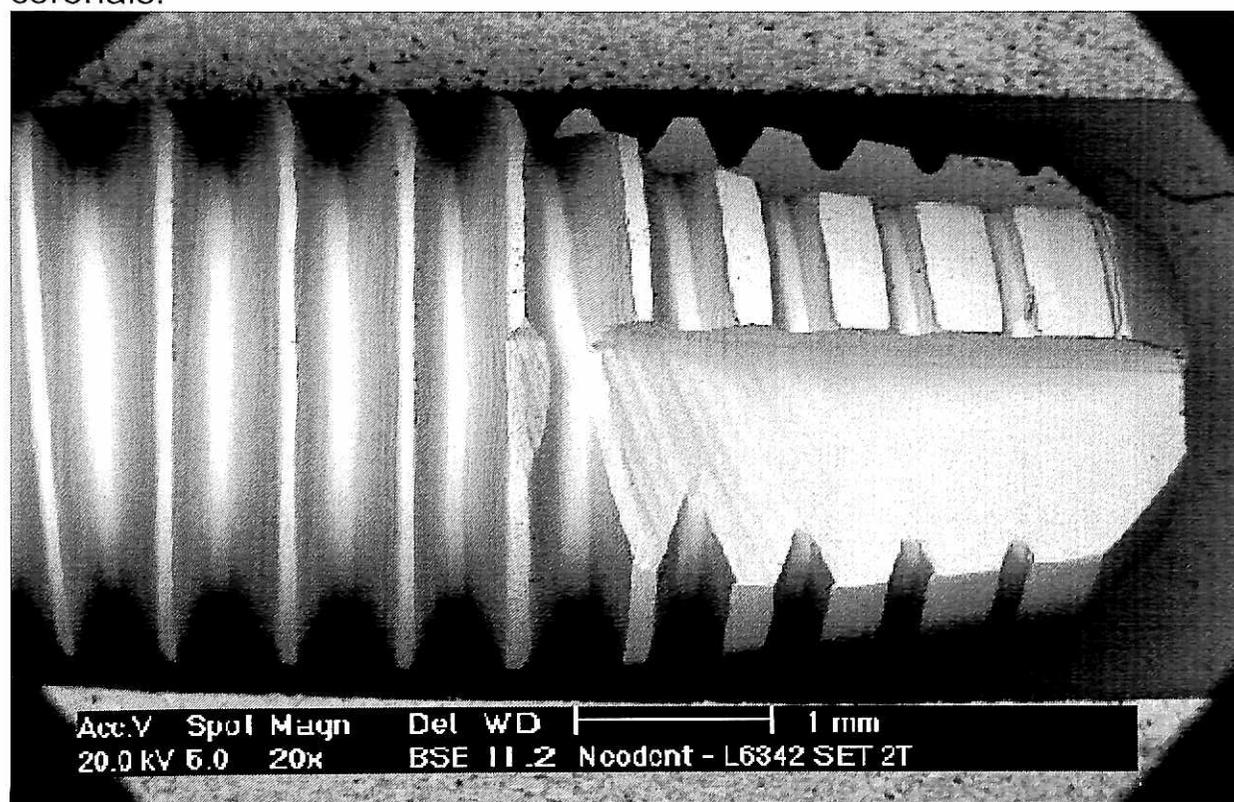


Fig 5.50 - Amostra L6342 (Neodent), quantidade de manchas apicais

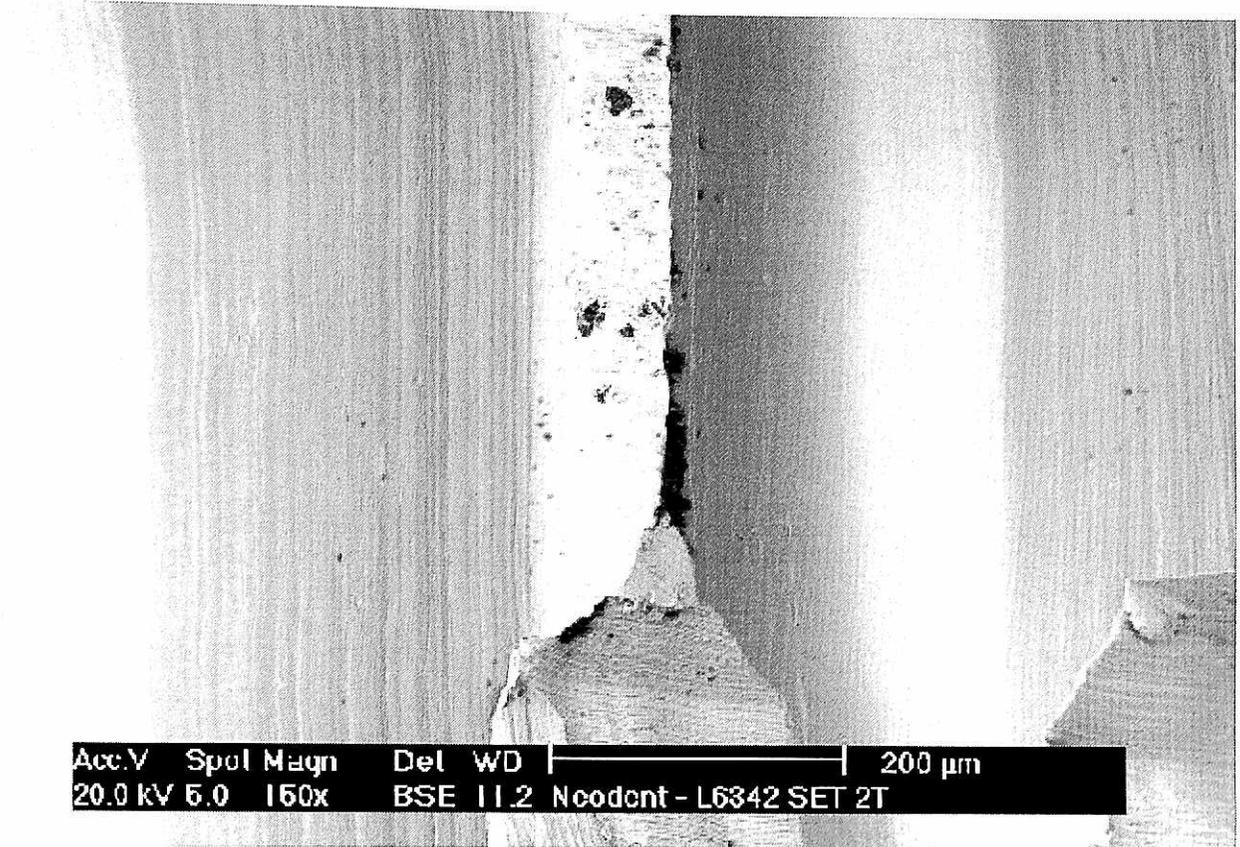


Fig 5.51 - Amostra L6342 (Neodont), maior mancha.

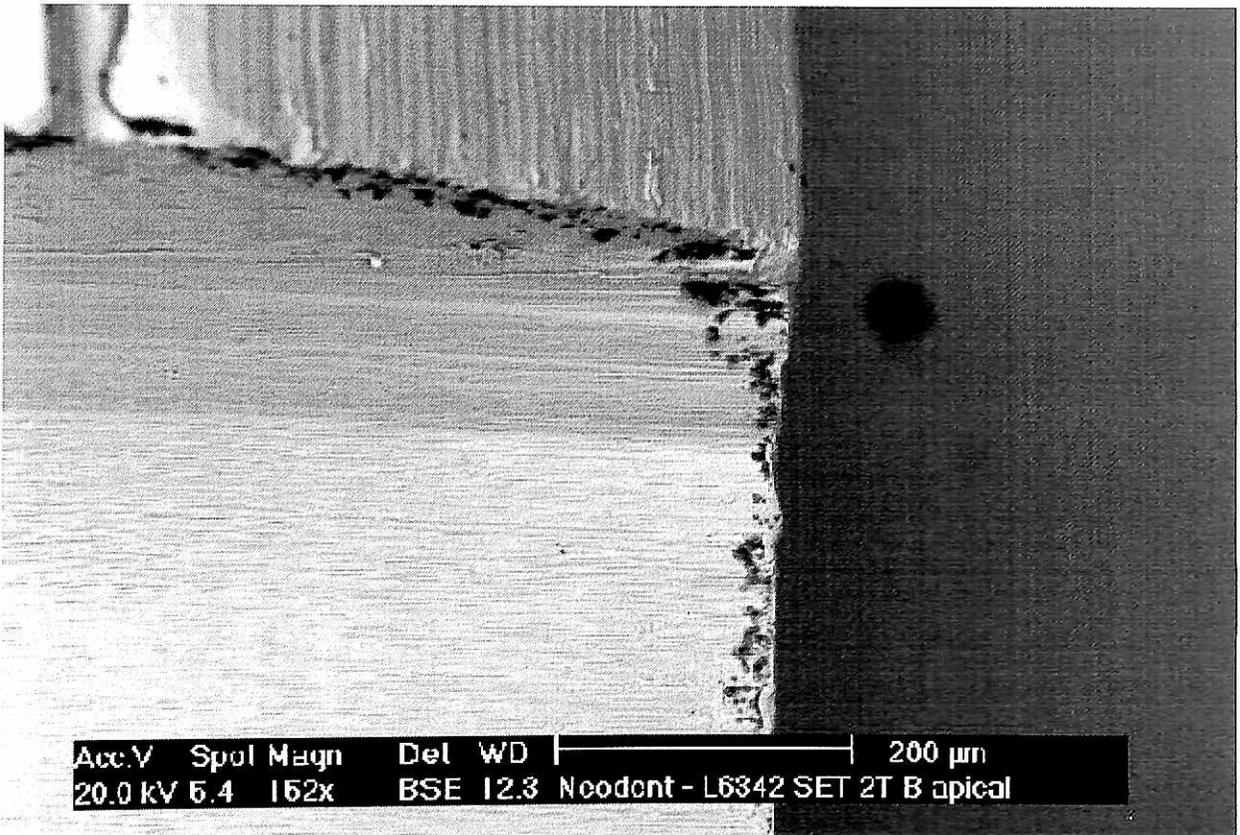


Fig 5.52 – Amostra L6342 (Neodont), detalhes das manchas

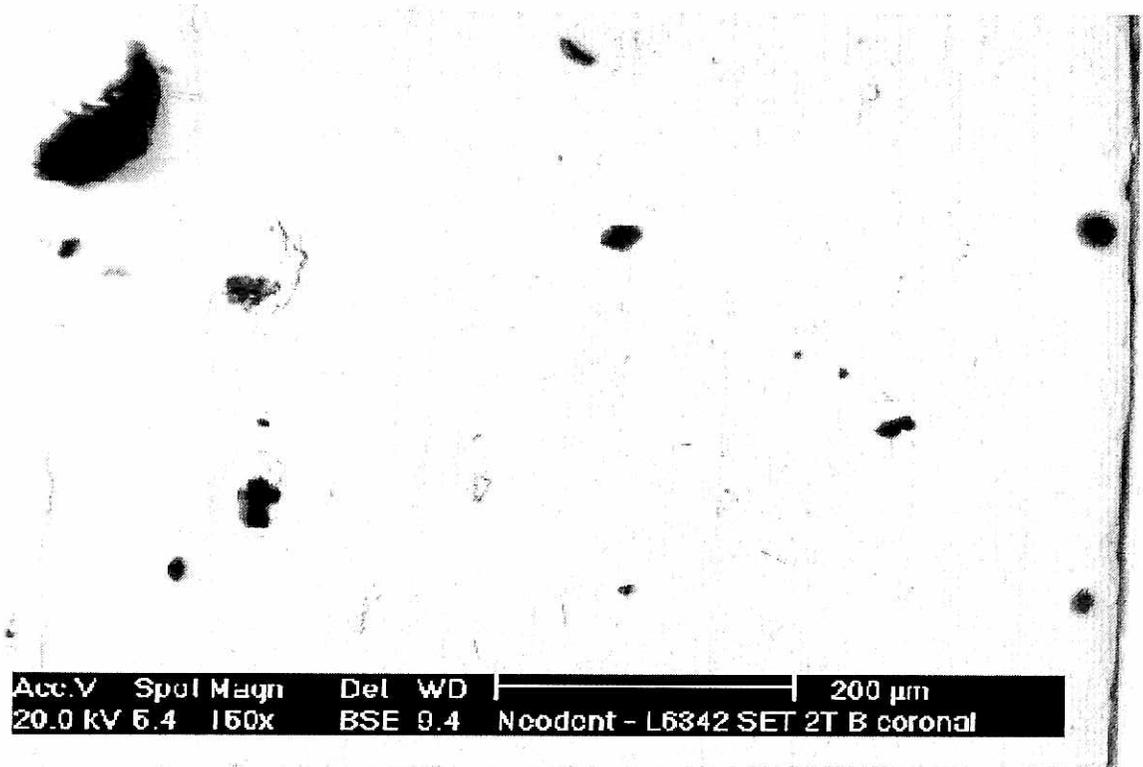


Fig 5.53 – Amostra L6342 (Neodent), detalhes das manchas

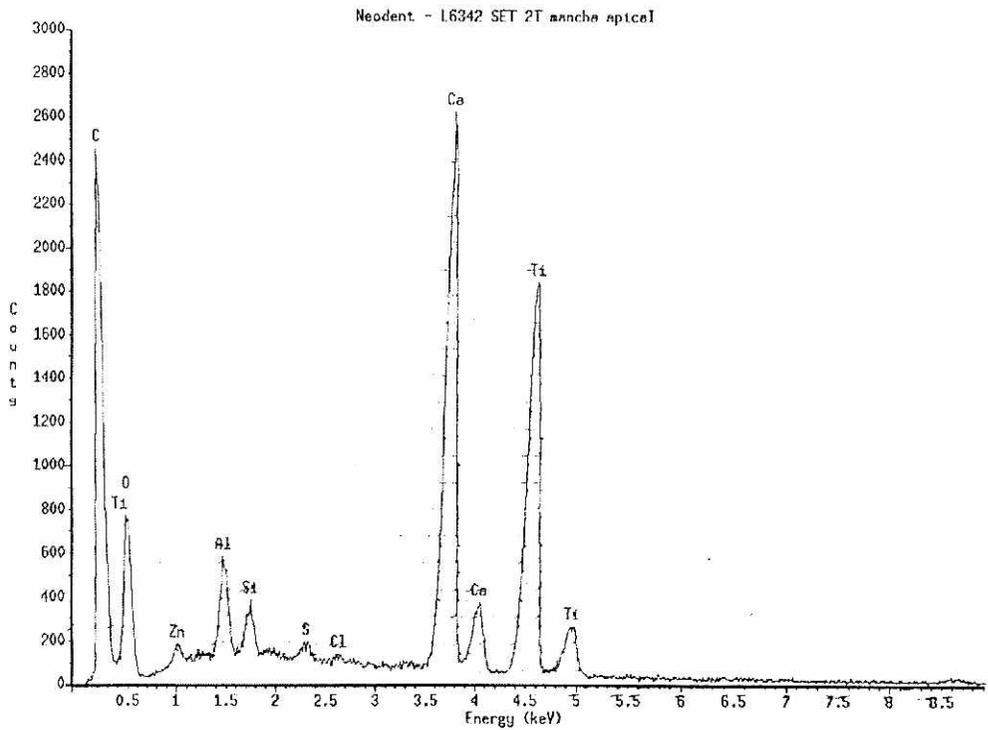


Gráfico 5.19 - Amostra L6342 (Neodent), composição da mancha "b".

Amostra 6174ag2m

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 36 (Fig 5.54)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 48 (Fig 5.55)

Tamanho da maior mancha: 133 μm (Fig 5.56)

Detalhes das manchas encontradas (Figs 5.57 e 5.58)

Composição da mancha "a":

C	19,39%
Mg	0,13%
Al	0,17%
Si	0,25%
Cl	0,65%
Ca	19,51%
Ti	59,90%

Composição da mancha "b":

C	8,73%
Mg	0,16%
Al	0,14%
P	0,07%
S	0,32%
Cal	0,35%
K	0,21%
Ca	19,38%
Ti	68,84%

Composição de local aleatório "a": Ti 98,90%
Fe 0,32%
C 0,78%

Composição de local aleatório "b": Ti 97,65%
C 2,35%

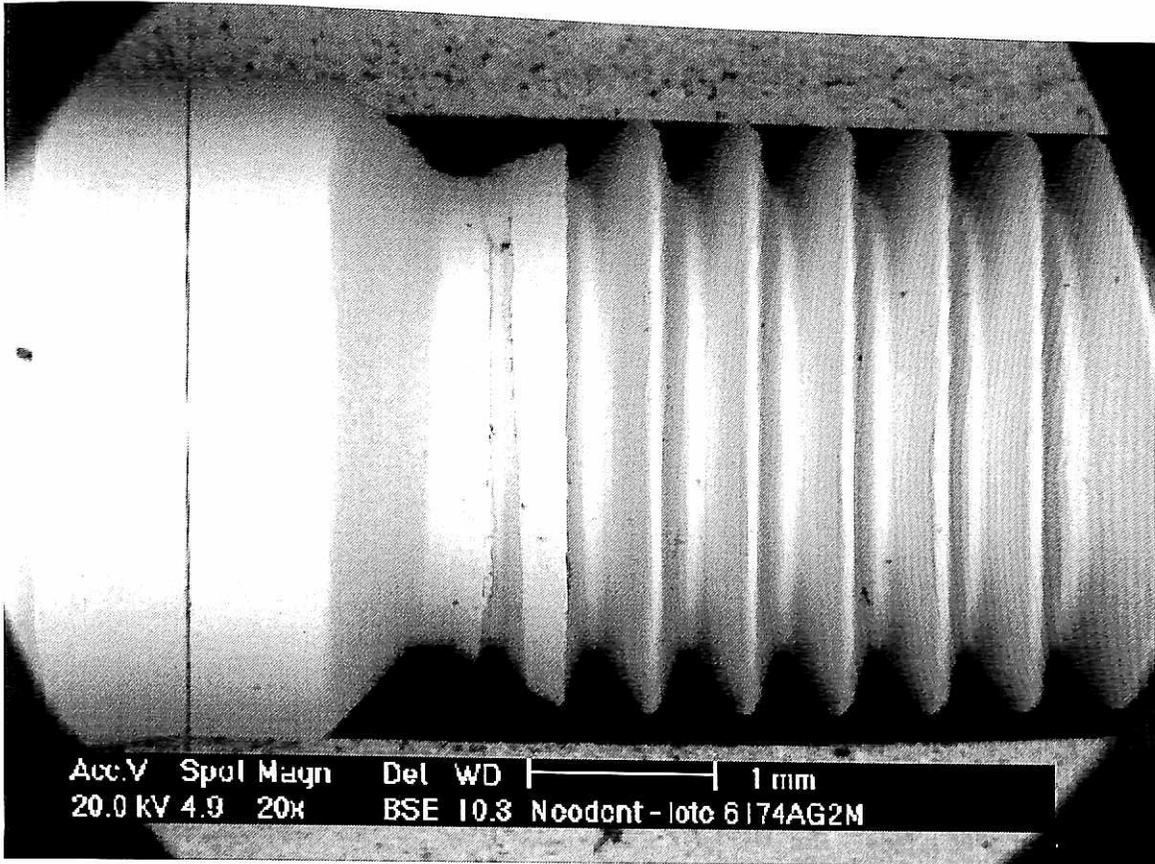


Fig. 5.54 Amostra L6174AG2M (Neodent), quantidade de manchas coronais.

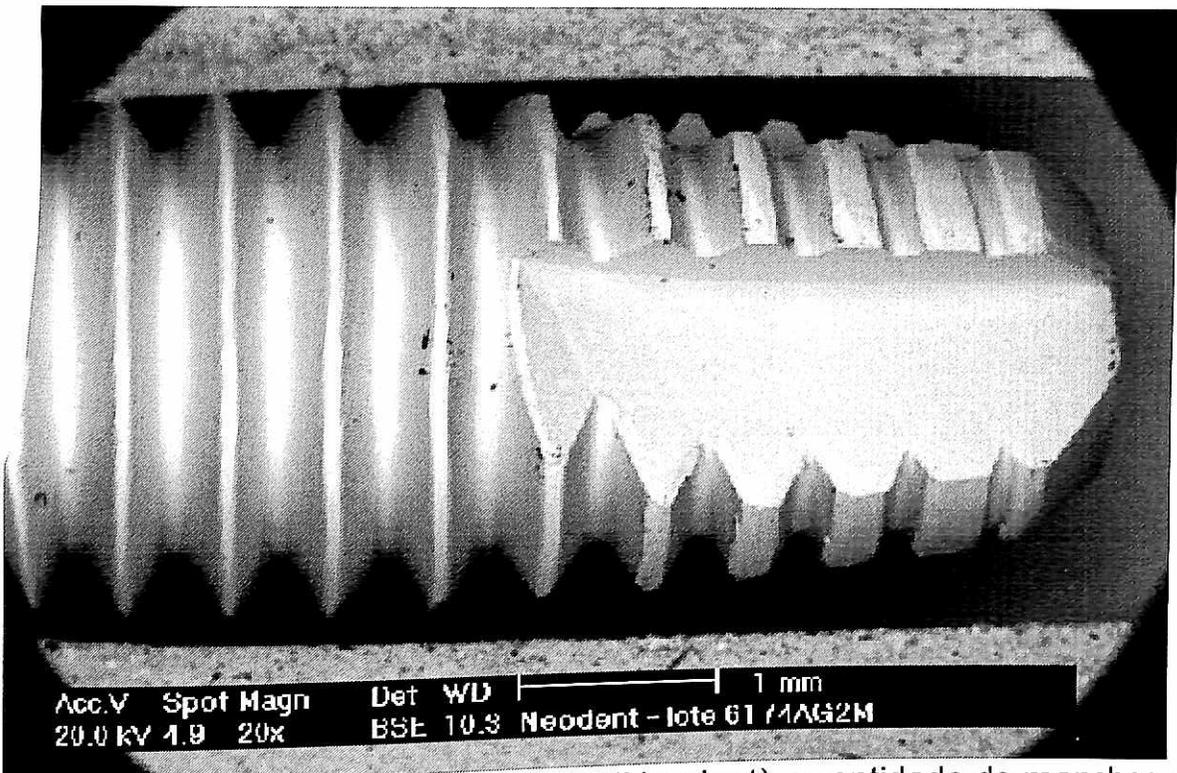


Fig 5.55 - Amostra L6174AG2M (Neodent), quantidade de manchas apicais.

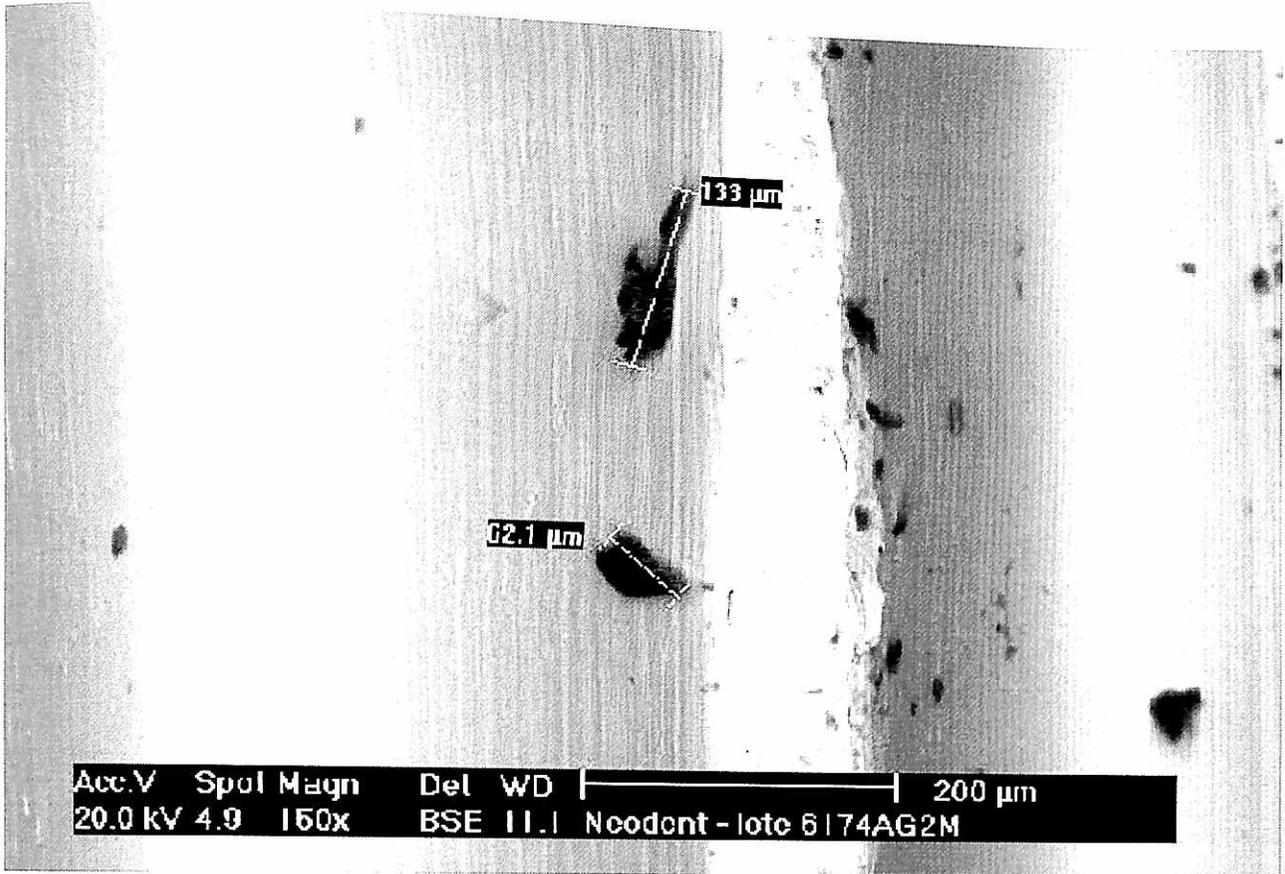


Fig 5.56 - Amostra L6174AG2M (Neodent), maior mancha

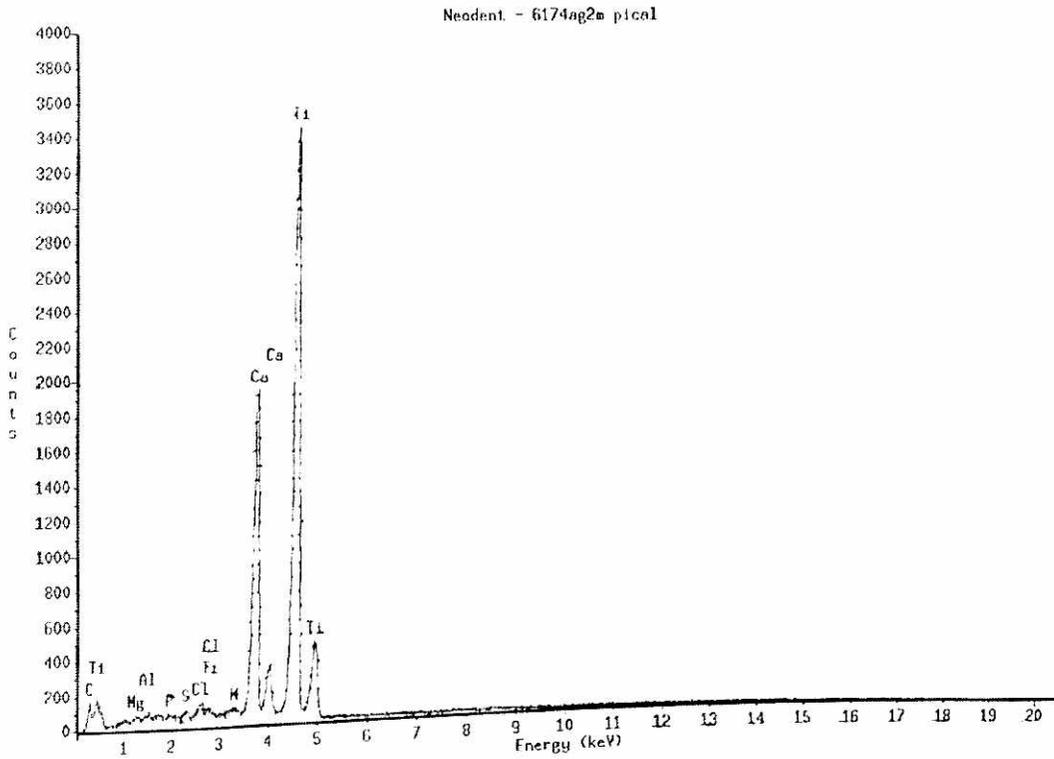


Gráfico 5.20 - Amostra L6174AG2M (Neodent), Composição mancha "b".

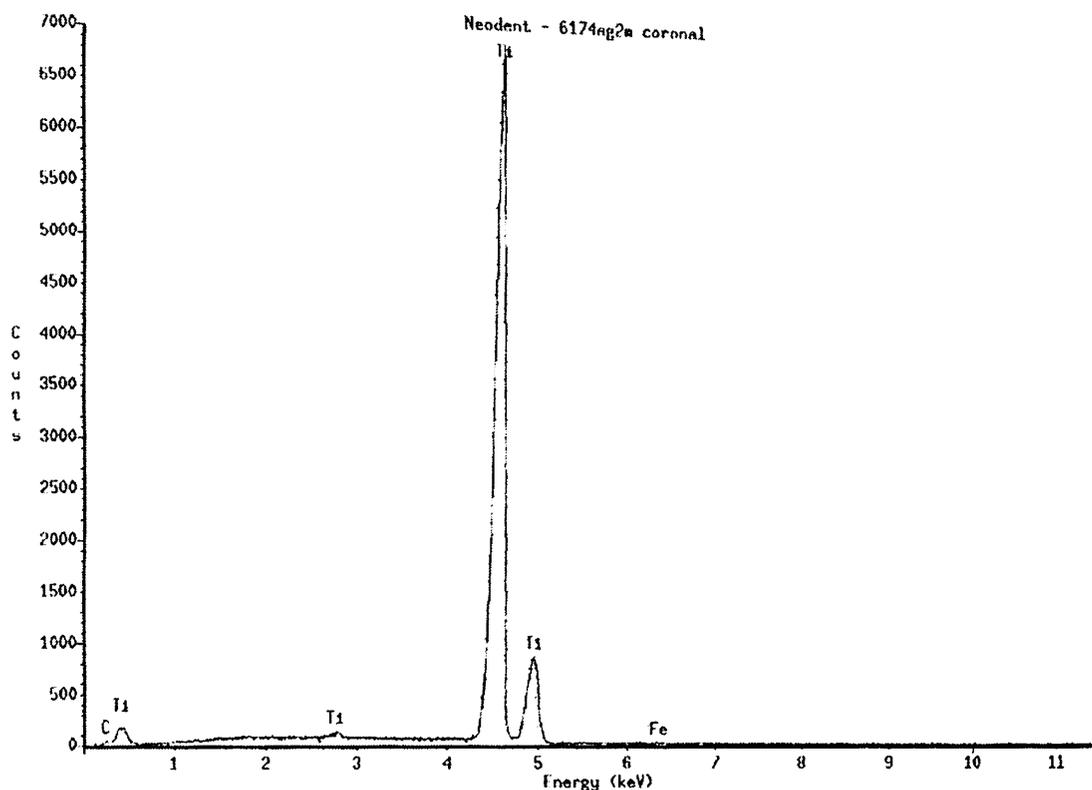


Gráfico 5.21: Amostra L6174AG2M (Neodent), Composição aleatória "a".

Amostra 6207AG2T

Quantidade de manchas de contaminações coronais : 22 (Fig 5.57)

Quantidade de manchas de contaminações apicais: 28 (Fig 5.58)

Tamanho da maior mancha: 212 μm (Fig 5.59)

Tamanho da maior mancha "b": 91,3 μm (Fig 5.60)

Detalhes da superfície (Fig 5.61)

Composição da mancha "a":

C	57,80%
O	8,18%
Mg	0,20%
Al	0,10%
Si	0,17%
S	3,39%
Cl	0,44%
Ca	1,21%

Ti	28,03%
Cu	0,13%
Composição da mancha "b":	
C	12,20%
O	24,50%
Na	1,99%
Mg	2,43%
Al	0,08%
Si	3,71%
S	0,30%
Cl	4,47%
K	0,84%
Ca	3,20%
Ti	46,28%

Composição de local aleatório : Ti 100%

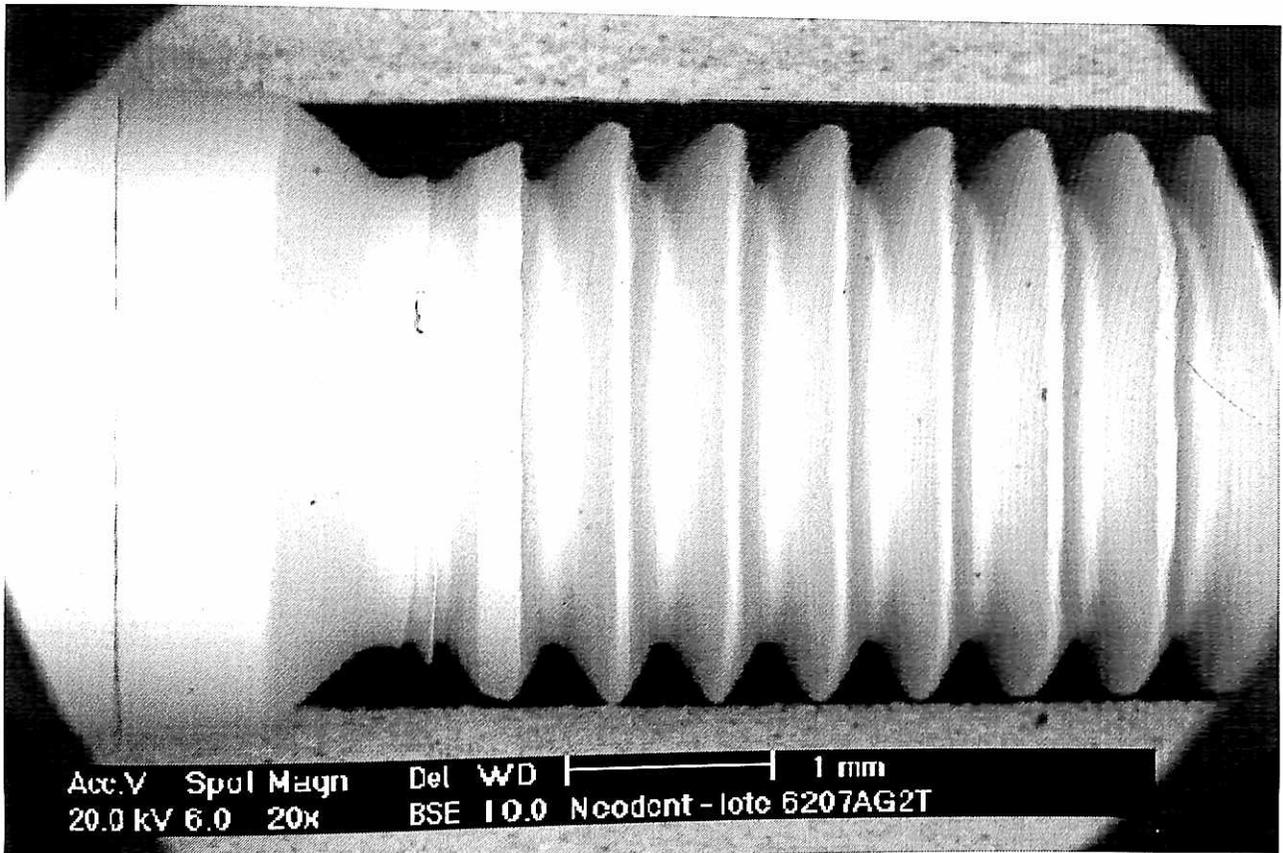


Fig - 5.57 Amostra 6207AG2T (Neodent), quantidade de manchas coronais.

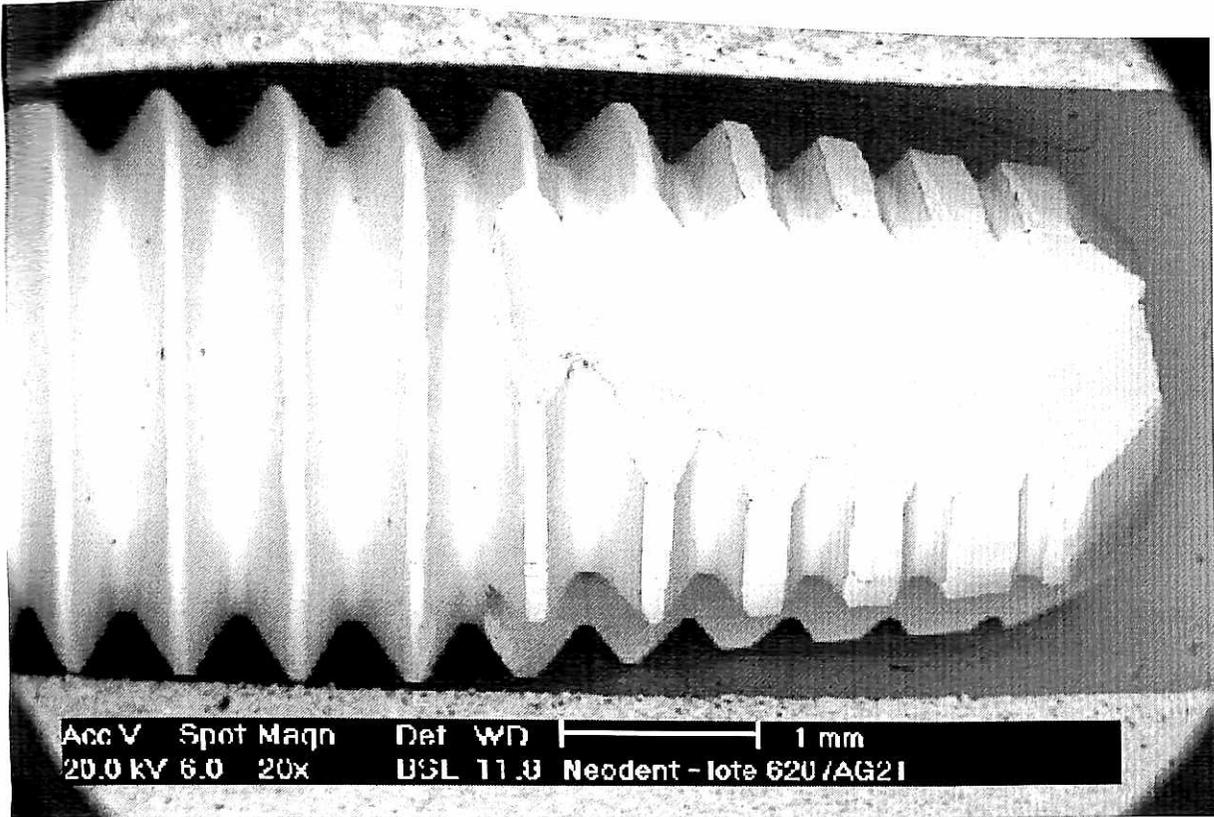
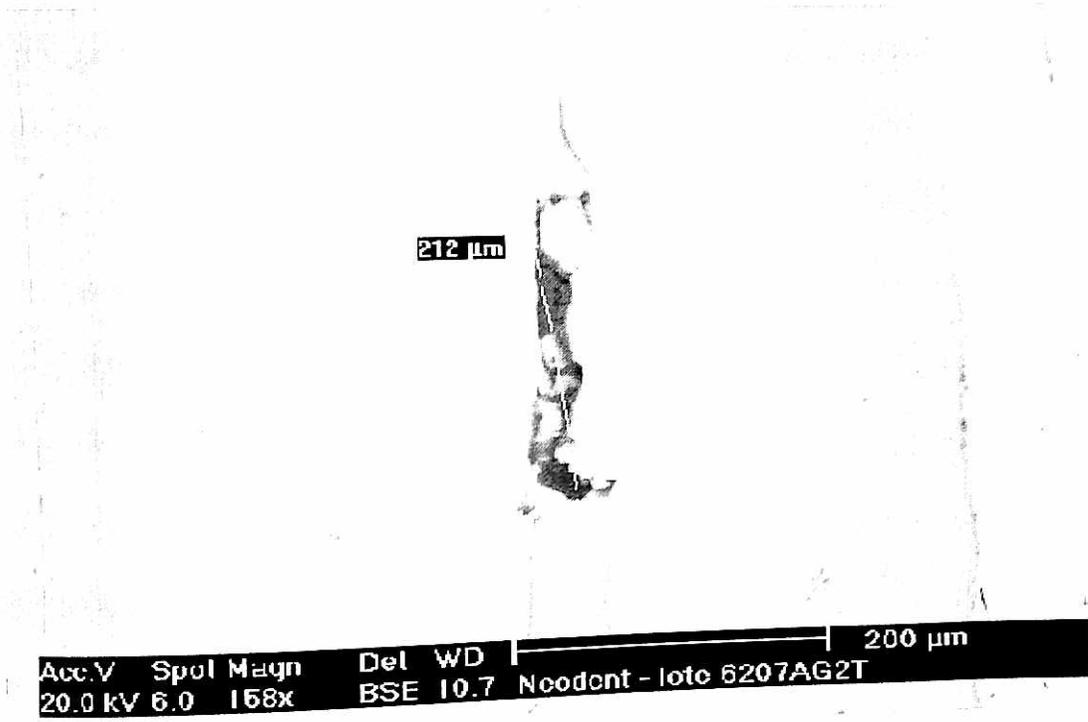


Fig 5. 58 - Amostra 6207AG2T (Neodent), quantidade de manchas apicais.



5.59 - Amostra 6207AG2T (Neodent), maior mancha.

Fig

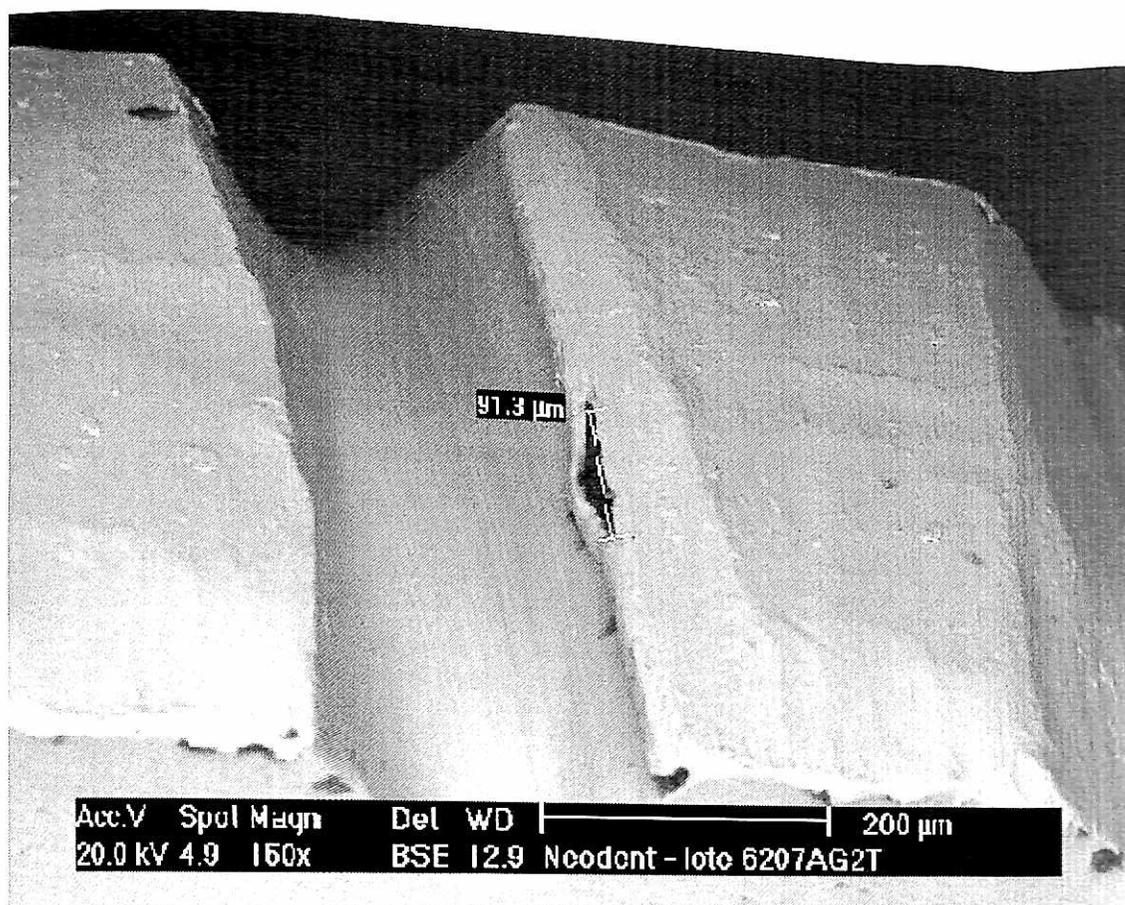


Fig 5.60- Amostra 6207AG2T (Neodent), maior mancha "b".

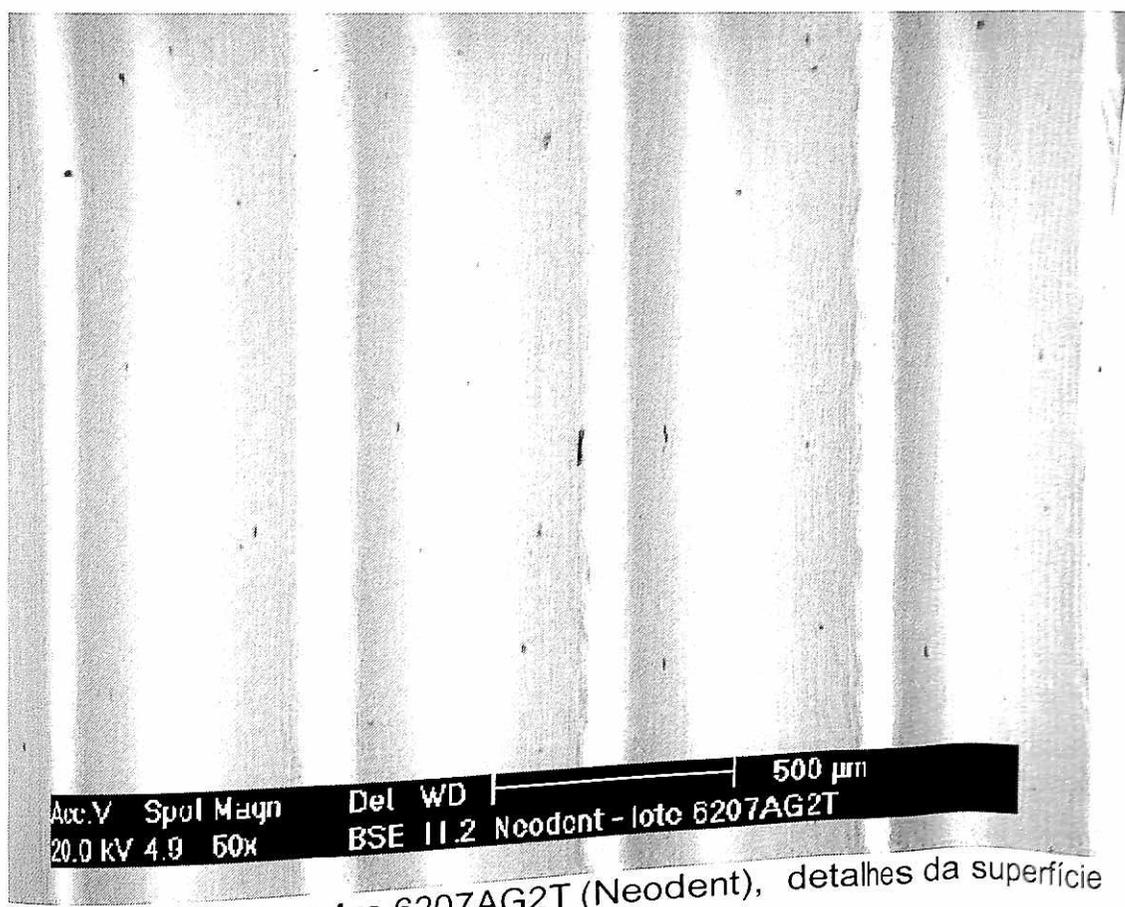


Fig 5.61 Amostra 6207AG2T (Neodent), detalhes da superfície

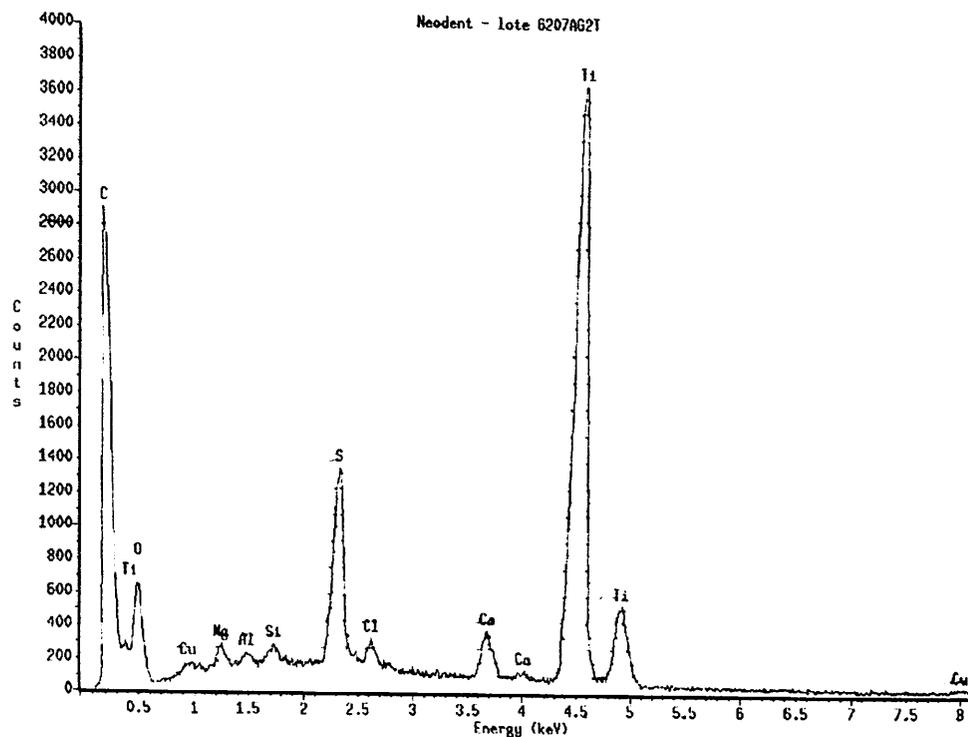


Gráfico 5.22 - Amostra 6207AG2T (Neodent), Composição mancha "a".

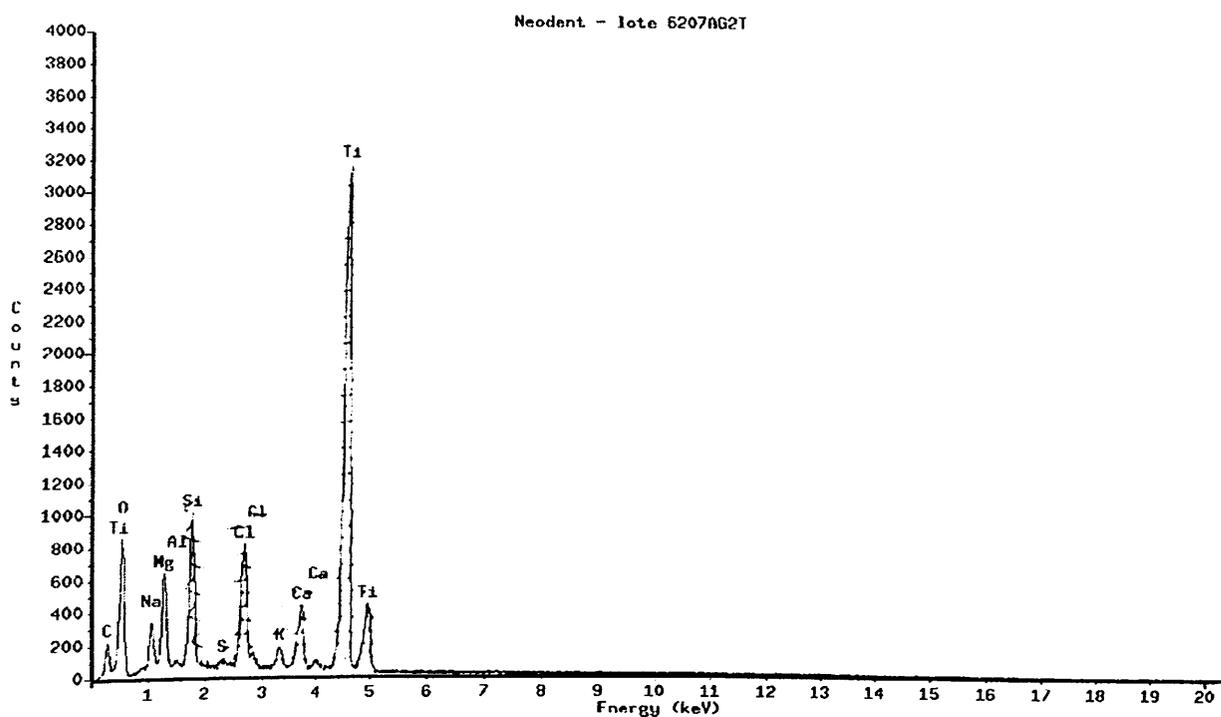


Gráfico 5.23 - Amostra 6207AG2T (Neodent), Composição mancha "b".

5.7 Análise gráfica dos dados

5.7.1 Número e Localização das manchas

	Nobel	Life	3i	Impl.	Total 1	Conex	Neod	Total 2	Total 2
Coronais	13	13	7	149	182	15	62	77	259
Apicais	0	19	27	81	127	16	120	136	263
Total	13	32	34	230	309	31	182	213	522

Tabela 5.1: Número e localização das manchas de contaminações por marca comercial dos implantes examinados

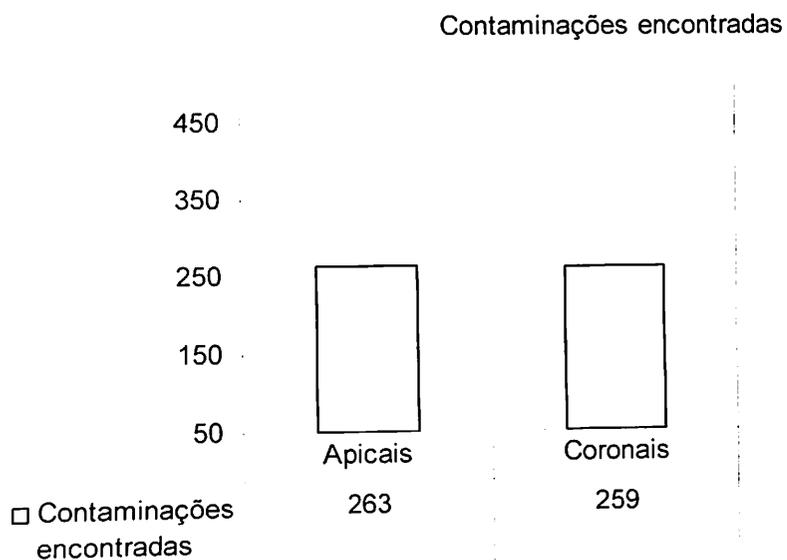


Gráfico 5.24: Número de contaminações encontradas nas amostras por região do implante

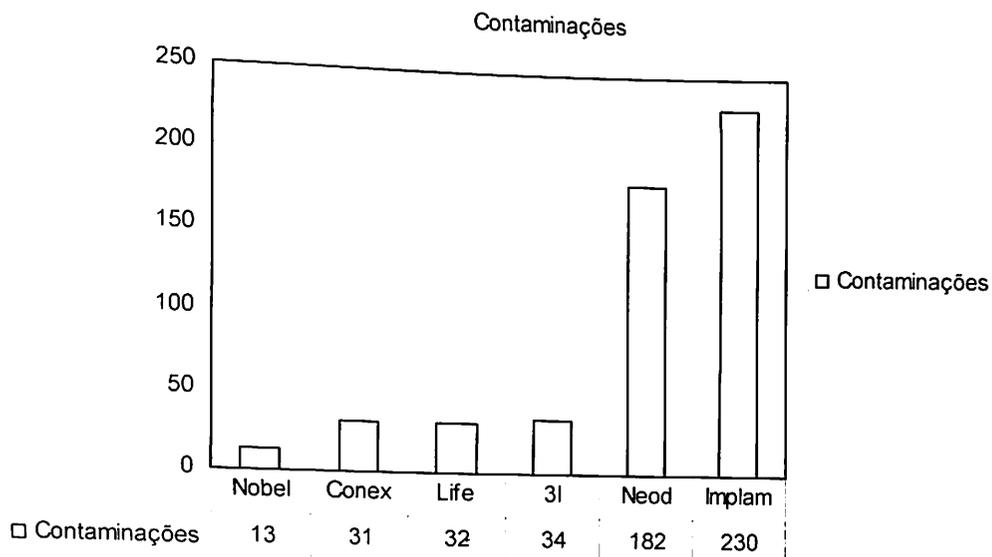


Gráfico 5.25: Número de manchas de contaminantes encontrados por marca comercial

5.7.2 Distribuição dos contaminantes nas diversas marcas comerciais em 31 manchas examinadas

Tabela 5.2: Distribuição do Carbono

	Nobel I	Lifecore	3I	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
C	75,76%	82,11%	17,61%	56,28%	34,81%	60,32%	29	
	74,93%	78,77%	38,11%	87,51%	50,58%	11,48%		
		18,51%	78,29%	42,34%	19,39%	72,60%		
		58,19%	40,61%	50,69%	8,73%	9,07%		
		86,25%		11,36%	57,80%	7,85%		
		43,65%			12,20%	15,52%		
Média	75,34%	61,24%	43,65%	49,63%	30,59%	29,47%		48,32%

Tabela 5.3: Distribuição do Oxigênio

	Nobel	Lifecore	3I	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
O	8,80%	4,60%	3,49%	5,61%	9,07%	41,96%	10	
	6,39%				15,25%	17,77%		
					8,18%			
Média	7,59%	4,60%	3,49%	5,61%	10,83%	29,86%		10,33%

Tabela 5.4: Distribuição do Alumínio

	Nobel	Lifecore	3I	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
Al	2,10%	0,24%	0,17%	0,5%	0,44%	0,22%	21	
	0,24%	0,09%	0,10%	0,76%	0,17%	14,04%		
			0,04%		0,14%	2,02%		
			0,19%		0,10%	0,82%		
			0,21%		0,08%	0,31%		
	1,17%	0,16%	0,14%	0,63%	0,31%	3,48%		5,89%

Tabela 5.5: Distribuição do Silício

	Nobel	Lifecore	3I	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
Si	0,12%	0,24%	0,36%	0,26%	0,23%	0,07%	22	
	14,90%	0,05%	0,05%	0,8%	0,44%	15,53%		
	0,06%		0,43%		0,25%	0,16%		
			0,34%		0,17%	4,05%		
					3,71%	27,17%		
						1,14%		
Média	5,02%	0,14%	0,29%	0,53%	0,96%	8,02%		2,49%

Tabela 5.6: Distribuição do Enxofre

	Nobel	Lifecore	3I	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
S	0,30%	1,17%	0,91%	0,55%	0,11%	0,71%	16	
		0,01%	0,02%	0,26%	0,32%	0,91%		
		0,34%	0,27%		3,39%			
			0,57%		0,30%			
Média	0,30%	0,5%	0,44%	0,4%	1,03%	0,81%		0,58%

Tabela 5.7: Distribuição do Cloro

	Nobel	Lifecore	3I	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
Cl	0,48%	0,05%	0,18%	0,18%	0,10%	0,32%	19	
	0,18%	0,60%	0,44%		0,65%	0,20%		
		0,07%	0,11%		0,32%	0,12%		
		0,11%			0,35%			
					0,44%			
					4,47%			
Média	0,33%	0,20%	0,24%	0,18%	1,06%	0,21%		0,37%

Tabela 5.8: Distribuição do Cálcio

	Nobel	Lifecore	3I	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
Ca	0,27%		0,92%		8,69%	5,72%	13	
	0,49%		15,98%		14,53%	0,45%		
	0,62%				19,51%			
					19,38%			
					1,21%			
					3,20%			
Média	0,46%		8,45%		11,09%	3,08%		5,7%

Tabela 5.9: Distribuição do Zinco

	Nobel	Lifecore	3I	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
Zn	0,68%	0,53%	0,17%		0,27%	2,01%	10	
	1,36%	0,89%			0,38%	1,95%		
						1,10%		
Média	1,02%	0,71%	0,17%		0,33%	1,68%		0,78%

Tabela 5.10: Distribuição do Magnésio

	Nobel	Lifecore	3I	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
Mg	0,12%		0,15%		0,13%	1,01%	8	
					0,16%	1,19%		
					0,20%			
					2,43%			
Média	0,12%		0,15%		0,73%	1,10%		0,52%

Tabela 5.11: Distribuição do Fósforo

	Nobel	Lifecore	3l	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
P		0,03%			0,07%	0,18%	5	
		0,37%				0,16%		
Média		0,2%			0,07%	0,17%		0,14%

Tabela 5.12: Distribuição do Potássio

	Nobel	Lifecore	3l	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
K	0,18%	4,44%	0,13%		0,21%	0,40%	13	
	0,12%	0,81%				6,21%		
		0,28%				0,56%		
		3,78%						
		0,62%						
		1,98%						
Média	0,15%	1,98%	0,13%		0,21%	0,48%		0,59%

Tabela 5.13: Distribuição do Sódio

	Nobel	Lifecore	3l	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
Na	2,99%	0,72%				11,10%	4	
						0,14%		
Média	2,99%	0,72%				5,62%		3,11%

Tabela 5.14: Distribuição do Flúor

	Nobel	Lifecore	3l	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
F		36,09%					1	
Média		36,09%						36,09%

Tabela 5.15: Distribuição do Bromo

	Nobel	Lifecore	3l	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
Br		0,85%					2	
		0,90%						
Média		0,87%						0,87%

Tabela 5.16: Distribuição do Ferro

	Nobel	Lifecore	3I	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
Fe	0,20%			0,41%		1,08%	6	
				3,73%		4,50%		
				0,21%				
Média	0,20%			1,45%		2,79%		1,48%

Tabela 5.17: Distribuição do Cromo

	Nobel	Lifecore	3I	Conexão	Neodent	Implamed	Total detectadas	Média %
Cr				0,23%			1	
Média				0,23%				0,23%

Contaminantes

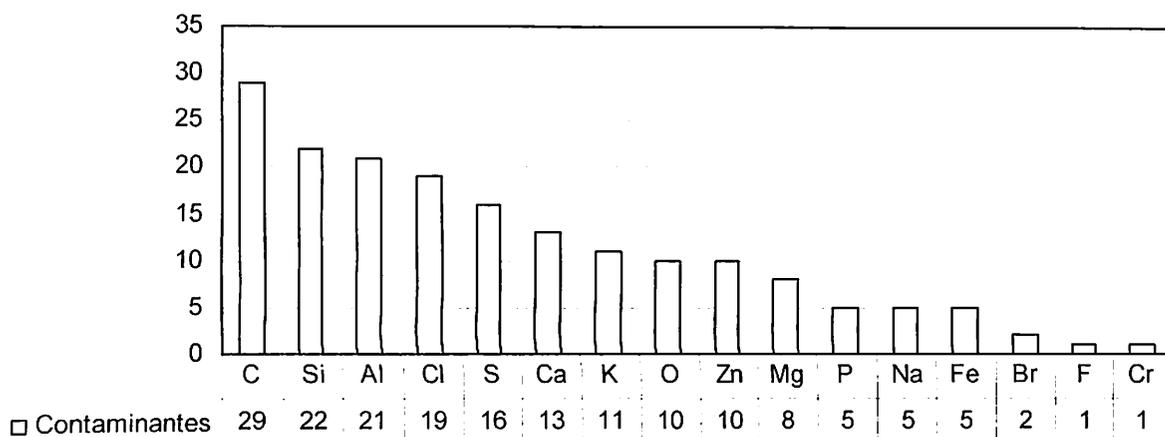


Gráfico 5.26: Elementos químicos contaminantes por frequência de detecção nas amostras

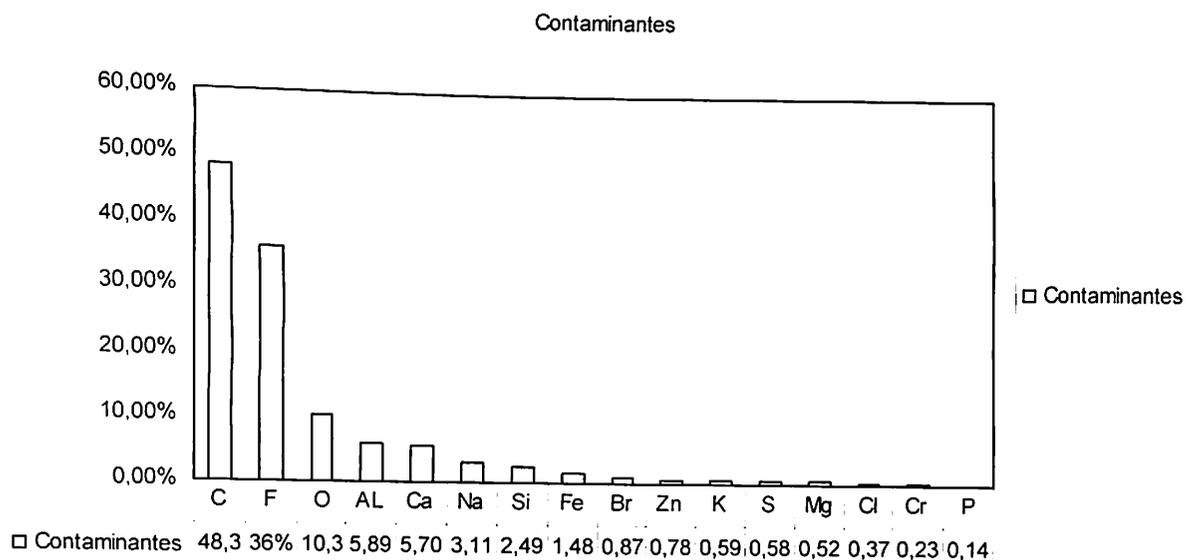


Gráfico 5.27: Elementos químicos contaminantes por concentração média quando encontrados nas amostras

5.7.3 Tamanho das manchas encontradas

	Nobel	Life	3I	Impl.	Conex	Neod	Média Geral
Tamanho	27,4	20,3	103	77,8	36,1	127	
μm	27,9	63,1	32,9	41,4	43,7	133	
	9,08	60,1	28,3	45	18,6	212	
						91,3	
Média	21,46	47,8	54,7	54,7	32,8	140,82	58,71

Tabela 5.18: Tamanho das maiores manchas de contaminações encontradas por marcas comerciais nacionais e importadas

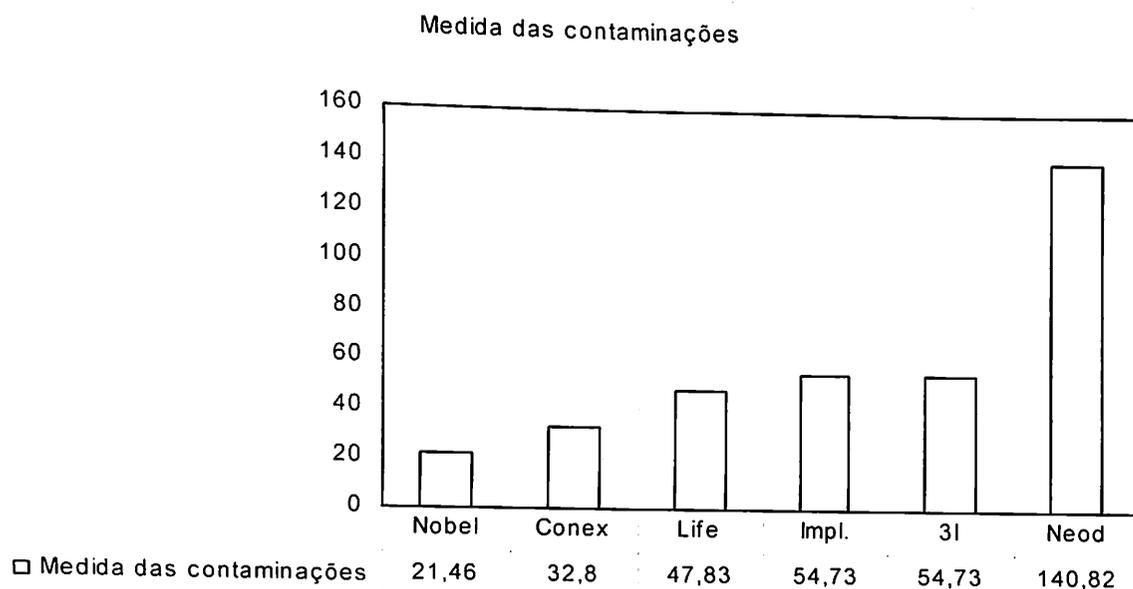


Gráfico 5.28: Medida média das contaminações encontradas por marca comercial (em μm).

5.7.4 Concentração média dos contaminantes por marca comercial.

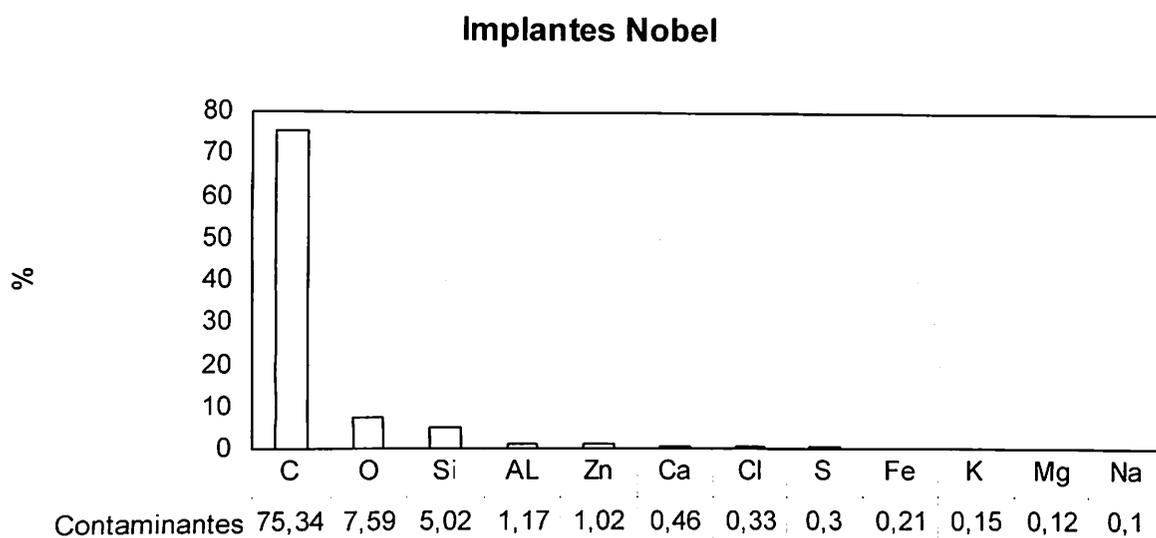


Gráfico 5.29: Concentração média dos contaminantes encontrados (Nobel).

Implantes Lifecore

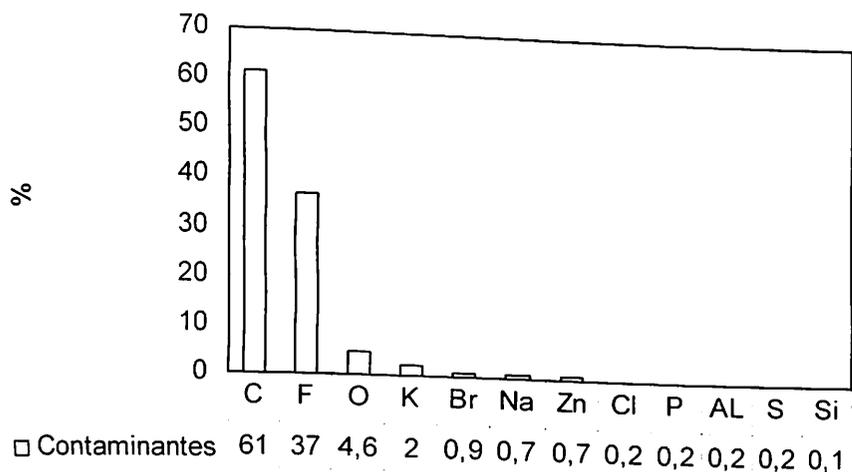


Gráfico 5.30: Concentração média dos contaminantes encontrados (Lifecore).

Implantes 3i

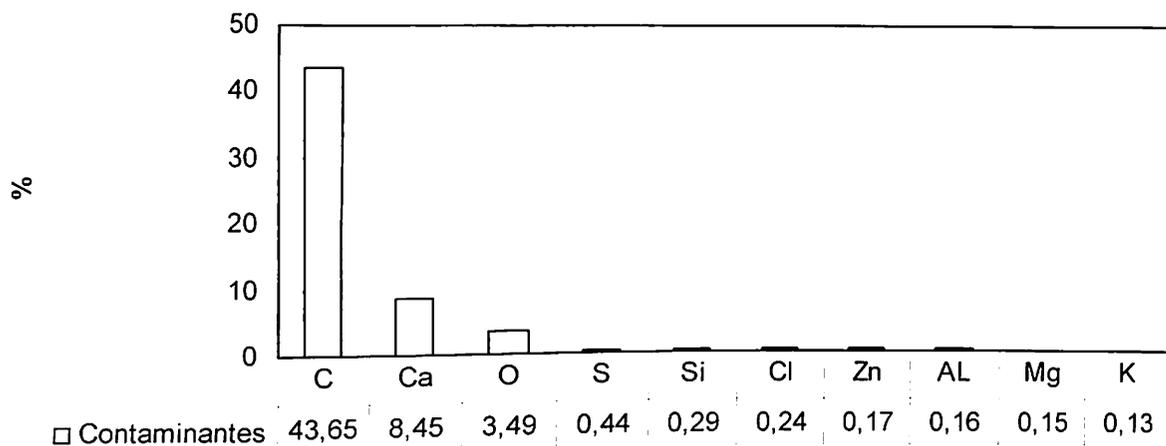


Gráfico 5.31: Concentração média dos contaminantes encontrados (3i).

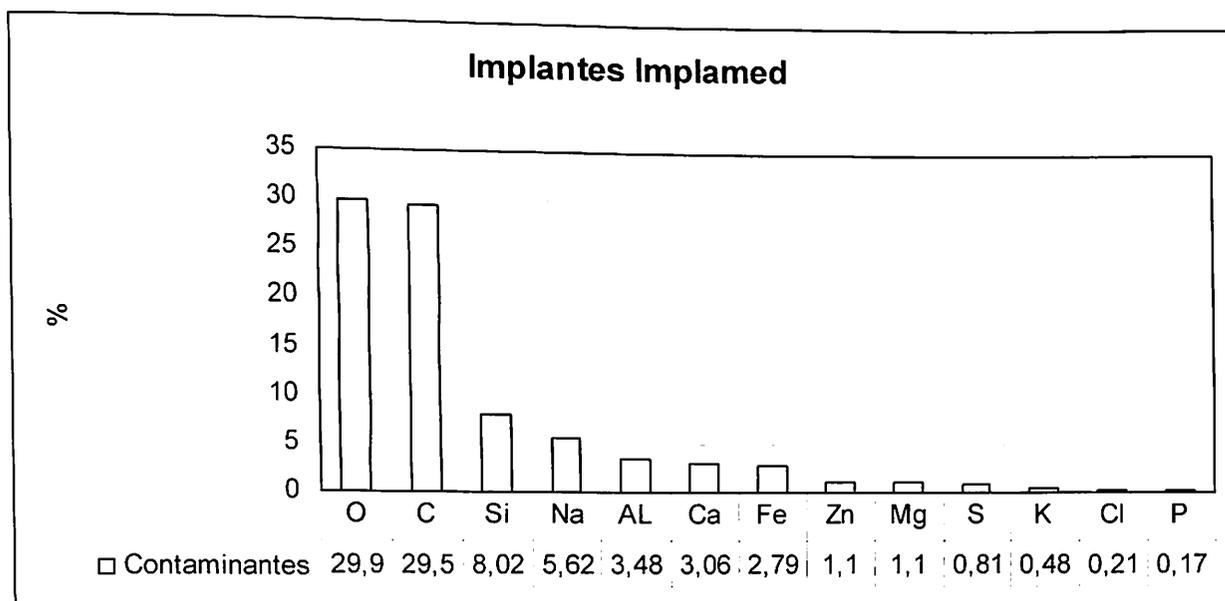


Gráfico 5.32: Concentração média dos contaminantes encontrados (Implamed).

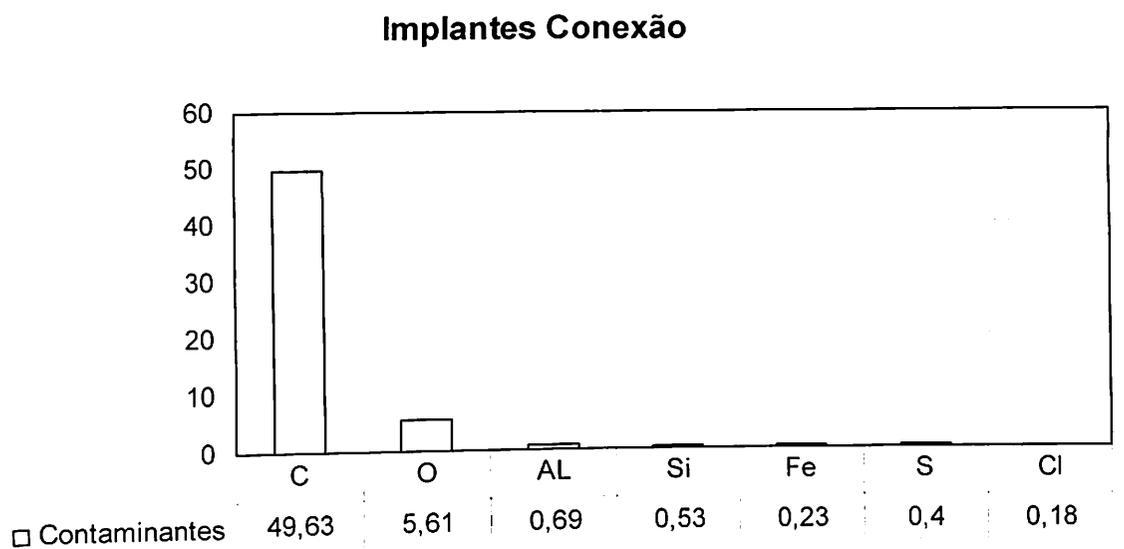


Gráfico 5.33: Concentração média dos contaminantes encontrados (Conexão).

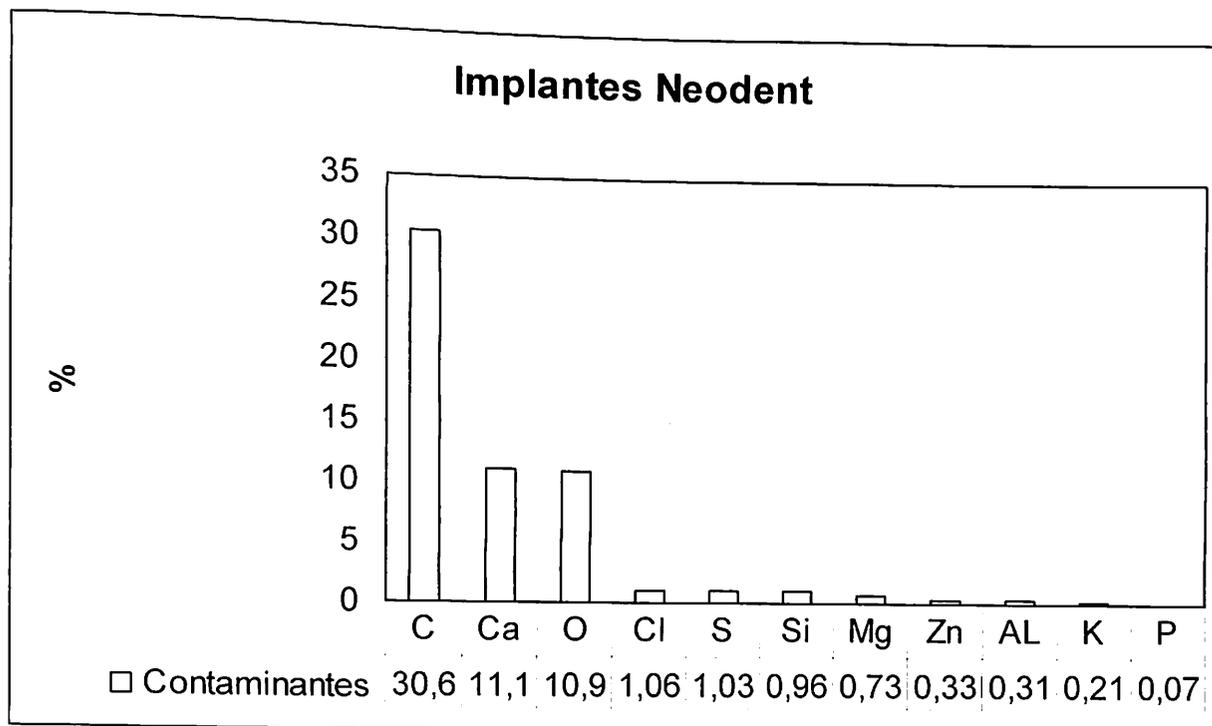


Gráfico 5.34: Concentração média dos contaminantes encontrados (Neodent).

5.7.4 Percentual de manchas que contém o contaminante por marca comercial

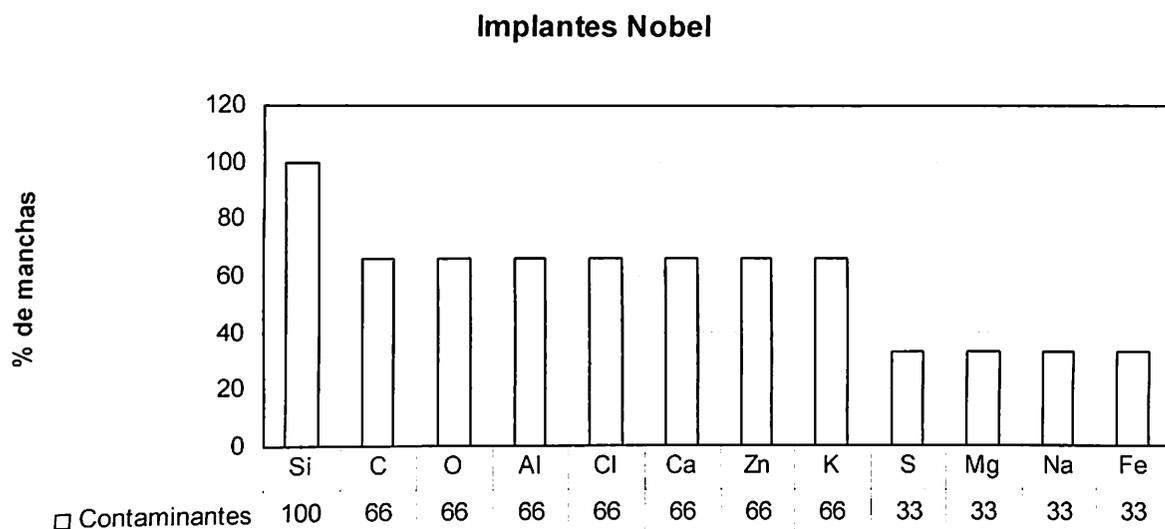


Gráfico 5.35: Percentual de manchas que contém o contaminante (Nobel).

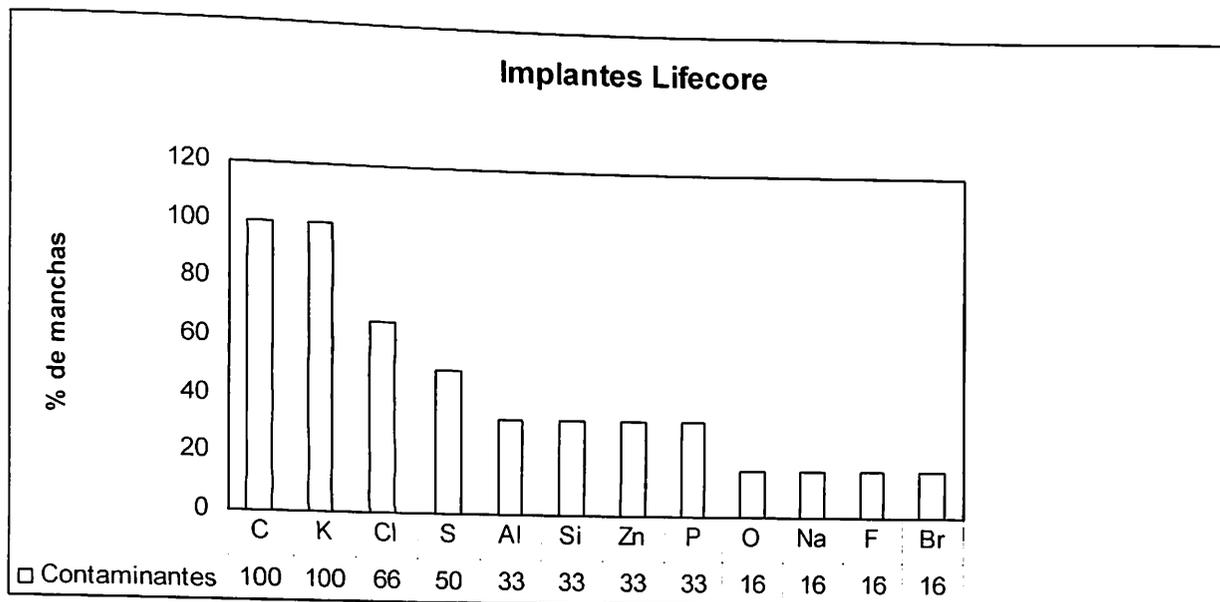


Gráfico 5.36: Percentual de manchas que contém o contaminante (Lifecore).

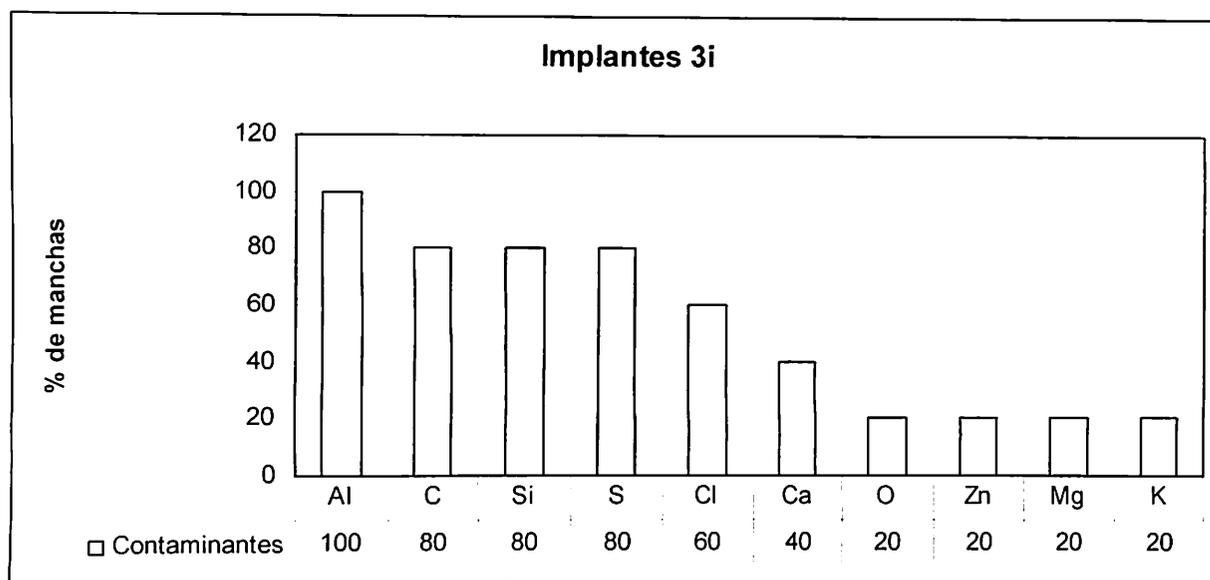


Gráfico 5.37: Percentual de manchas que contém o contaminante (3i).

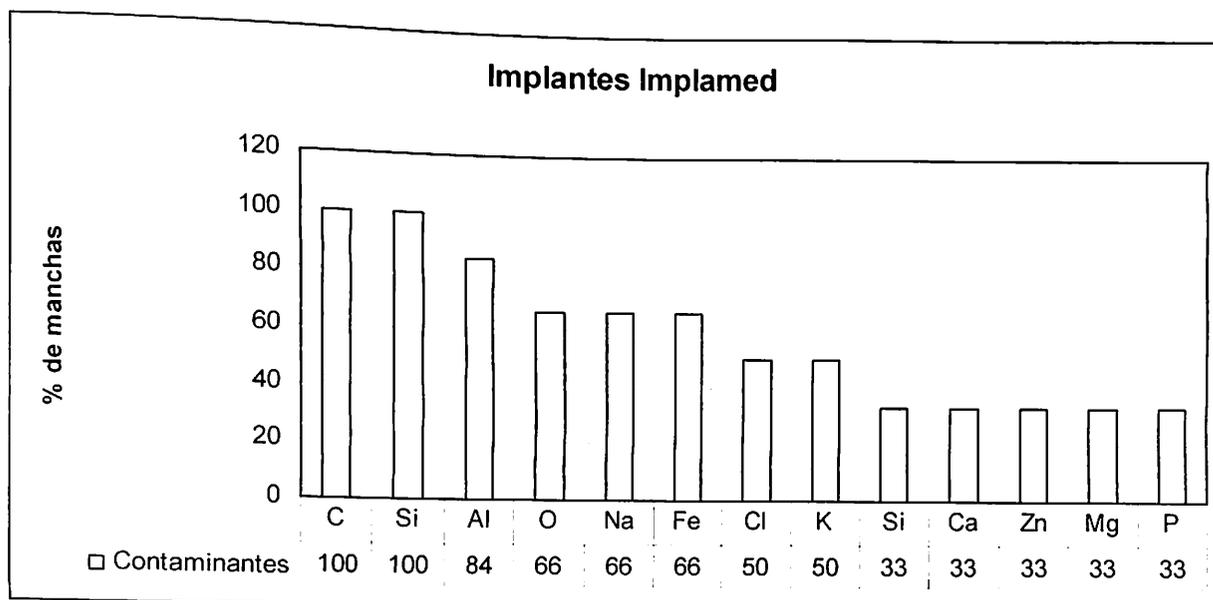


Gráfico 5.38: Percentual de manchas que contém o contaminante (Implamed).

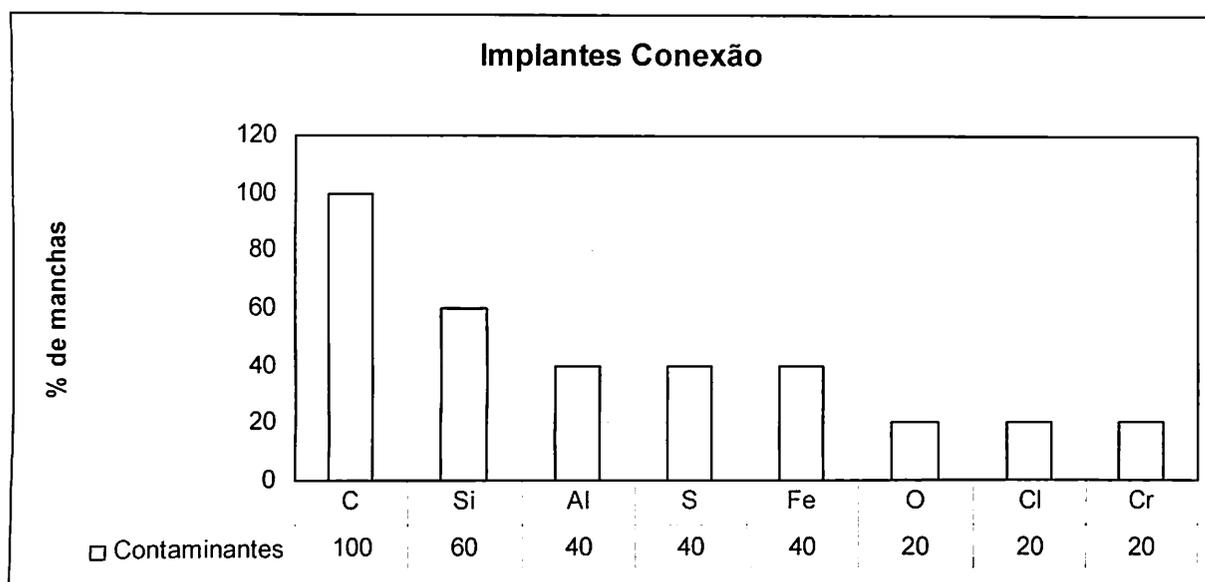


Gráfico 5.39: Percentual de manchas que contém o contaminante (Conexão).

6. Discussão

Um processo de controle de qualidade adequado é um fator essencial para o cliente ²⁰. Apesar de existirem técnicas de análise da composição química e microestrutura da superfície, o maior obstáculo tem sido correlacionar estas propriedades com a resposta dos tecidos. Isto tem sido alvo freqüente de pesquisas de implantes e biomateriais.²³ É necessário que sejam criados mecanismos para a validação de procedimentos de caracterização de superfícies, de avaliação das respostas teciduais a superfícies padronizadas e para medir níveis de elementos traços e sub-traços para estabelecer limites normais e patológicos.⁴⁶ A utilização do MEV acoplado com sondas de detecção de elementos químicos tem sido utilizado por diversos autores ^{3, 6, 7, 8, 11, 12, 15, 18, 23, 24, 25, 27, 29, 31, 33, 39, 42, 43, 46, 50}, sendo uma importante ferramenta para um rigoroso controle de qualidade de manufatura dos implantes osseointegráveis.

Nesta dissertação foram examinados 18 implantes de seis marcas comerciais. A análise química com a sonda EDS foi realizada em 31 manchas de contaminações. Foi computada a freqüência e a quantidade de cada contaminante químico em cada mancha, bem como o tamanho da maior mancha. Assim foi realizado para evitar distorções de resultados, onde, por exemplo, um implante com uma grande contaminação seria equivalente a outro com uma contaminação mínima.

Das 31 manchas examinadas, o contaminante químico com maior frequência de presença foi o Carbono, detectado em 29 contaminações (Gráfico 5.26 e Tabela 5.2), sendo também o que apresentou maior concentração média (48,3%) em todas as manchas examinadas (Gráfico 5.27). Podemos considerar, segundo estes resultados que o carbono é o elemento químico contaminante mais comum da superfície dos implantes de titânio. Todas as marcas comerciais apresentaram este contaminante, uma amostra da Nobel Biocare e outra da 3i ficaram isentas, sendo que, as marcas comerciais Nobel e Lifecore apresentaram as maiores concentrações, 75,34% e 61,24% respectivamente e a Implamed a menor com 29,47%.. Na literatura verificamos que o Carbono foi detectado por diversos trabalhos.^{3, 6, 7, 11, 17, 20, 24, 33, 36, 37, 39, 41, 42, 43.}

A provável origem do Carbono na superfície dos implantes se deve ao contato com camada de Hidrocarbonetos do ar atmosférico durante o processo de manufatura^{20, 22, 24, 30, 33} e durante o armazenamento. Devido à superfície não ser totalmente lisa é muito difícil remover todo carbono. Parece lógico deduzir que o carbono é resultante do contato com o óleo residual.¹¹

O segundo contaminante mais frequente foi o Si, também citado na literatura^{3, 6, 7, 8, 11, 17, 20, 22, 24, 33, 35, 39, 41, 44, 47}, nesta dissertação foi detectado em 21 manchas (Gráfico 5.26 e Tabela 5.5) numa concentração média de 2,49% (Gráfico 5.27), com destaque para uma mancha da marca comercial Nobel Biocare que apresentou 14,90%, sendo que a sua origem foi identificada como uma partícula depositada na superfície do implante quando da quebra da ampola na qual vem embalado os implantes desta marca comercial. Uma mancha da amostra da marca comercial Implamed apresentou 15,53%, sendo que a embalagem da

mesma não é de vidro, tendo estas contaminação provavelmente outra origem. As marcas que mostraram maior concentração média de Si foram a Nobel Biocare (5,02%) e Implamed (1,14%). As menores foram Lifecore (0,14%) e 3I (0,29%). Uma amostra da Lifecore e outra da Conexão não apresentaram Si nas manchas examinadas. Na literatura as prováveis origens do Si como contaminante, são erros na produção dos implantes ²², tratamento com plasma de argônio ⁴⁷, processos de esterilização ^{6, 20}, material de polimento ^{11, 24}, tratamentos de limpeza da superfície ^{15, 7}, armazenagem em vidro. ¹⁷.

O Al, presente em 21 manchas numa concentração média de 5,89% , sendo que, uma amostra da Lifecore e outra da Conexão não mostraram este contaminante. As maiores concentrações médias foram encontradas nas marcas comerciais Implamed (3,48%), onde uma mancha apresentou o pico de 14,04% e Nobel Biocare (1,17%), como uma mancha apresentando 2,10%. Nas demais marcas comerciais e manchas das marcas supracitadas a concentração ficou abaixo de 0,7%, sendo que a média da marca comercial 3I foi a menor (0,14%). O Alumínio tem sido detectado como contaminante em diversos trabalhos ^{7, 8, 15, 36, 37, 41, 43, 56} e na literatura a sua origem é decorrente do óxido de alumínio é utilizado no processo de limpeza da superfície ⁵⁶, do próprio processo de fabricação ¹⁵, pela utilização de solventes para a limpeza da superfície ⁷ e tratamentos para aumentar a rugosidade da superfície ²⁴. (Gráficos 5.26, 5.27 e Tabela 5.4)

A presença do Cloro também foi uma constante na literatura ^{6, 7, 8, 11, 17, 20, 25, 30, 35, 37, 44} e neste trabalho, com exceção da marca Conexão e uma amostra das marcas Nobel Biocare, 3I e Lifecore que não o apresentaram. A média geral ficou em 0,37% com a marca comercial Neodent apresentando este

contaminante em todas as manchas e amostras. Sua origem tem sido relacionada a esterilização à vapor, aos processos de limpeza dos implantes^{6, 11, 24}, solventes^{7, 20, 30} e tratamentos dados à superfície³⁹. (Gráficos 5.26, 5.27 e Tabela 5.7)

Outro contaminante detectado com bastante freqüência foi o Cálcio, presente em 10 manchas com grande destaque para a marca comercial Neodent que o apresentou em todas as amostras e todas as manchas com uma concentração acima de 19 % em duas manchas e média de 11,09% . A 3I apresentou uma mancha de uma amostra com 15,98% . Não apresentaram este elemento as marcas comerciais Lifecore e Conexão. A média geral ficou em 5,7% sendo que das marcas que apresentaram o Cálcio, a Nobel Biocare teve a menor concentração média (0,46%). Na literatura o Cálcio tem sido observado^{3, 6, 8, 11, 20, 21, 22, 25, 33, 41, 42} e as causas relacionadas são o contato com líquidos e óleos lubrificantes^{21, 11}, soluções utilizadas para lavar os implantes e esterilização a vapor.^{3, 6, 20} (Gráficos 5.26, 5.27 e Tabela 5.8)

O enxofre foi detectado em todas as marcas comerciais Lifecore. A concentração média foi de 0,58% , tendo a Lifecore a maior média (1,17%) e a Nobel, a menor (0,40%). Uma mancha da Neodent mostrou 3,39%. Os processos de limpeza e esterilização por radiação gama e com o uso de ácido nítrico⁴⁷, o uso de luvas de borracha⁶ e solventes^{7, 20} tem sido relatados como as maiores causas. O enxofre também foi encontrado como contaminante da superfície de implantes osseointegráveis na literatura.^{3, 6, 7, 20, 37, 39, 44, 47}. (Gráficos 5.26, 5.27 e Tabela 5.6).

Chamou a atenção o grau de presença de potássio em todas as manchas da marca comercial Lifecore com uma concentração média de 1,98% e

da Implamed onde uma mancha mostrou 6,21% . Também apresentaram este contaminante uma amostra da 3I, uma da Neodent e uma da Nobel em concentrações menores (respectivamente 0,13% e 0,21%). Na literatura o potássio foi pouco citado ^{20, 37} e tem origem dos lubrificantes e solventes utilizados na produção e esterilização. ²⁰(Gráficos 5.26, 5.27 e Tabela 5.12).

Todas as amostras da marca comercial Neodent apresentaram Magnésio numa concentração média de 0,73% . O mesmo também foi detectado em uma da 3I (0,15%) e da Implamed (1,015). O Magnésio foi citado na literatura ^{15, 25, 41} e os tratamentos de limpeza da superfície foram apontados como a causa principal. ¹⁵(Gráficos 5.26, 5.27 e Tabela 5.10).

Todas as marcas comerciais apresentaram o oxigênio em algumas manchas, numa concentração média de 10,33%. Um implante da Neodent mostrou maior concentração de oxigênio numa mancha analisada (15,25%). A presença do oxigênio esta relacionada ao preparo da matéria prima, ao próprio metal, processo de esterilização e manuseio do implante ⁴, ao uso de solventes ⁷ e resultante dos tratamentos de superfície ³⁰. (Gráficos 5.26, 5.27 e Tabela 5.3).

O Zinco ^{8, 33, 41} só não foi detectado na marca Conexão, sendo observado nas das marcas comerciais Nobel, Lifecore, 3I, Neodent e Implamed, em uma concentração média de 0,78%. Também foram encontrados nesta análise o sódio ^{3, 6, 7, 8, 17, 20, 22, 25, 30, 33, 37, 39, 41 42} em uma amostra das marcas comerciais Nobel Biocare, Lifecore e Implamed tendo em média a concentração de 3,11%, onde uma mancha da marca comercial Implamed apresentou a concentração de 11,10%. O sódio pode ser proveniente de erros na produção dos implantes ^{3, 22, 37},

uso de solventes ^{7, 20, 30} e tratamentos dados a superfície, esterilização em autoclave ²⁴ ; o Ferro ^{3, 24, 27, 41, 44, 47, 51, 56}, presente nos implantes das marcas Conexão, Nobel (uma mancha, numa concentração de 0,2%) e Implamed com uma concentração média de 2,38%, tem sua origem da água da autoclave ²⁴, limpeza e esterilização por radiação com raios gama e uso do ácido nítrico ⁴⁷ e do processo mecânico. ^{56,3} Traços de Fósforo ^{3, 6, 8, 11, 17, 20, 22, 21, 35, 42, 47} foram encontrados nos implantes Neodent, Lifecore e Implamed proveniente, provavelmente, de óleos lubrificantes, líquidos utilizados no processo ^{21, 20}, erros na produção e preparação dos implantes ²² e uso do ácido fosfórico na limpeza da superfície ¹¹. (Gráficos 5.26, 5.27 e Tabelas 5.9, 5.13, 5.11 e 5.16).

Um resultado até certo ponto surpreendente foi a presença de flúor ^{7, 11, 22, 25, 33, 39, 45} numa mancha de um implante Lifecore cuja concentração foi de 36,9% , cuja origem é a água utilizada nas autoclaves ^{22, 45}, o uso inadequado do ácido fluorídrico ^{25,33}, a água utilizada na lavagem dos implantes ¹¹e os solventes ⁷. (Tabela 5.14 e Gráfico 5.30)

Ainda foram detectados cromo numa amostra da marca Conexão e bromo na Lifecore. (Tabelas 5.15 e 5.17).

Radicais OH ^{23,33,42,51.} , nitrogênio ^{3, 7,22, 24, 30, 35, 41, 47, 51.} , chumbo, ^{3, 8, 47} silicato, prata, estanho, arsênio ²⁵ bário ^{7, 20, 43.} e Hidrogênio ^{3, 6, 24, 33, 42, 51.} que são citados na literatura não foram encontrados neste trabalho.

Numa análise crítica dos implantes observados, podemos separar dois grupos distintos, embora cada marca comercial tenha apresentado particularidades. O primeiro grupo é composto pelos implantes das marcas Nobel

Biocare, Lifecore, 3I e Conexão, que mostraram um baixíssimo nível de contaminantes, tanto no que diz respeito a quantidade como no próprio tamanho. Os implantes Implamed apresentaram pequenas, mas numerosas contaminações, enquanto que os da marca Neodent, as tiveram em grande quantidade e de tamanhos maiores (Gráficos 5.25, 5.28 e Tabela 5.18). Todas as marcas comerciais mostraram titânio 100% nos locais aleatórios examinados, com exceção de um local da marca Neodent, que apresentou traços de C e Fe.

Como observações importantes, de acordo com as particularidades supracitadas, temos que os principais contaminantes por marca comercial encontrados foram:

- ✓ Nobel Biocare : Silício em todas as manchas examinadas, em baixa concentração, com exceção de uma devido a abertura da ampola, carbono em dois terços das manchas examinadas e em alta concentração e oxigênio, alumínio, cloro, cálcio, zinco e potássio.
(Gráficos 5.29 e 5.35)
- ✓ Restore (Lifecore): Carbono e potássio em todas as manchas examinadas, cloro e enxofre, além de uma amostra com uma contaminação com grande concentração de flúor; (Gráficos 5.30 e 5.36)
- ✓ 3I: Apresenta alumínio em todas as manchas, carbono, cálcio (quando presente numa concentração elevada) , traços de cloro, enxofre e silício;(Gráficos 5.31 e 5.37)
- ✓ Conexão: Carbono, quantidade relativa de ferro, traços de alumínio, enxofre e silício; (Gráficos 5.33 e 5,39)

- ✓ Implamed: Todas as manchas apresentaram carbono e silício em grande concentração, presença de alumínio em mais de 80% das manchas, sendo uma em grande concentração, oxigênio, sódio e ferro em dois terços e zinco, fósforo, cloro e potássio em metade das manchas analisadas; (Gráficos 5.32 e 5.38)
- ✓ Neodent: Todas as manchas analisadas mostraram silício, cloro, cálcio e carbono, sendo elevadas as concentrações de cálcio e carbono. Apresentou alumínio em mais de 80% das manchas examinadas, zinco, enxofre e magnésio em dois terços e oxigênio na metade das manchas examinadas tendo grande concentração numa delas.(Gráficos 5.34 e 5.40).

Algumas marcas comerciais presentes nesta dissertação também foram examinadas por outros autores, onde os implantes da marca 3I (Implant Inovation) mostraram traços de Si, Ca, P e C¹¹. Também menor concentração de Carbono que os da Implamed e Lifecore, sendo que a superfície estava livre de Si, Boro e Cloro, tendo baixa concentração de S, e maior concentração de Ca e P que as outras marcas, além de uma concentração variada de Na, Ca, e K.²⁰

Os implantes da Nobel mostraram C, O, e pequena quantidade de S, C e Ca¹¹, uma camada de óxidos de alta pureza, com a mais elevada concentração de O e Ti, e também menor concentração de todos os contaminantes encontrados com exceção do Boro, maior concentração de oxigênio (1,5 vezes maior que os outros), nível de carbono 50% menor, sendo a composição dos mesmos menos variável e mais reproduzível.²⁰

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 menor que as marcas 3i e Restore²⁰ e escassa presença de contaminantes.³⁰

Os implantes marca Restore apresentaram baixa concentração de O e Ti e variada e alta concentração de Ca, S, P, Si e K.²⁰ e os implantes de marca Implamed e Restore apresentam resultados semelhantes ao grupo controle (Nobel) sendo que na marca 3i, o número de leituras com elementos químicos diferentes foi significativamente maior que o grupo controle⁴¹.

Portanto, podemos supor que as marcas comerciais apresentadas tem matéria prima, processos de produção, limpeza, controle de qualidade, esterilização, estoque e manuseio com diferenças e os resultados estatísticos de uma não deveriam ser estendidos à outra.

Analisando os resultados, agora pelo aspecto comparativo entre as marcas comerciais verificadas devemos fazer duas considerações: O número de manchas de contaminantes e o tamanho destas manchas, pois assim estaremos observando as diferenças de maneira mais adequada.

Os implantes que mostraram menor número de contaminações foram os da marca comercial Nobel Biocare (13 manchas), Conexão, Lifecore e 3i. Embora os números variem de 13 a 34 ocorrências, podemos classificá-los numa mesma faixa de qualidade pelo aspecto da presença de contaminantes na superfície. Os implantes das marcas comerciais Implamed e Neodent ficaram com uma frequência de contaminantes muito maior que os demais (gráfico 5.16). Já, considerando o tamanho médio das manchas verificamos o melhor resultado dos

implantes da marca Nobel (18,46 μm) enquanto , Conexão, Lifecore, Implamed, 3l, nesta ordem variaram de 32,8 μm a 54,73 μm . As maiores manchas foram dos implantes da Neodent com uma média de 140,82 μm . (gráfico 5.19).

O tamanho da contaminação é um dado interessante, pois a osseointegração ocorre em nível atômico e molecular. Estes tipos de partículas cobrem diversos micrometros da superfície e uma vez reagindo com as biomoléculas formam uma interação diferente da esperada com os tecidos. O quanto esta interação paralela influencia a função biológica do implante ou não , depende, provavelmente do tipo e da concentração.²²

Como parâmetro devemos observar que as moléculas de água, aminoácidos, peptídeos e proteínas envolvidas na osseointegração possuem dimensões na ordem de angstroms bem como as moléculas de metal e óxidos de titânio e as células possuem entre 1 e 100 μm ²².

Os efeitos biológicos dos contaminantes na sub-monocamadas não são totalmente conhecidos, mas, a menos que seja provado o contrário eles são importantes. Está comprovado por outras áreas científicas e tecnológicas que átomos ou moléculas estranhos na superfície podem alterar dramaticamente as propriedades como, por exemplo, a reatividade ou a performance do material e seus componentes^{7, 13, 51}. O significado clínico destas contaminações na superfície dos implantes , relacionados ao fracasso da osseointegração e aos seus efeitos no organismo como um todo é ainda controverso. Alguns autores não relacionaram a presença de contaminantes em placas de osteosíntese com as complicações clínicas observadas.¹ Para outros a interação dos osteoblastos com o material depende dos aspectos da superfície como a topografia, a composição química e a

energia superficial. Para eles estas características determinam como as moléculas biológicas serão adsorvidas na superfície e mais particularmente determinam a orientação da adsorção celular e, também determinam o comportamento celular em contato com a superfície que será ,inicialmente o ataque , adesão e difusão celular. Portanto a qualidade da adesão depende inicialmente da adesão de proteínas. A diversidade das respostas celulares decorrem da capacidade que as células possuem de diferenciar os matérias de diferentes composições químicas ⁴.

A performance dos biomateriais compreende dois componentes, o comportamento do material no hospedeiro e a resposta do hospedeiro ao implante. A adsorção das proteínas na superfície dos implantes pode, também, significar alterações na superfície do material ⁴⁰. O titânio utilizado em implantes osseointegráveis tem alta resistência a corrosão ²⁶. Corrosão é a destruição visível do metal. Este aspecto não é relevante para os metais modernos em cirurgia, uma vez que o material perdido não é visível e não pode ser pesado. São necessários métodos eletros-químicos mais sensíveis para medir a corrosão. Mas experimentos que procuram reproduzir as condições reais de um implante no tecido não são simples ⁴⁹. 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 TiO_2 é extremamente baixa. A corrosão pode acontecer se não houver uma superfície lisa e sem defeitos e se estiverem presentes íons agressivos como Cl^- e OH^- . O fato de o metal ser passivo não significa que a corrosão não ocorre, mas que ela ocorre em níveis muito baixos pela presença protetora da camada de óxidos. O stress 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 ³⁶.

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 ⁸ podendo ocorrer a liberação de vários tipos de íons ^{28,41}. Os elementos transferidos podem levar a corrosão, erosão ou concentração de eletrólitos na superfície. No meio ambiente básico, os contaminantes da superfície podem causar acelerado processo de deterioração ^{9, 33, 50}. Tem sido sugerido que os contaminantes da superfície iniciam e mantêm um processo inflamatório, o qual prejudica a cicatrização, provocando possivelmente a dissolução do titânio. A reação tecidual é equivalente a um insulto químico, abscessos estéreis e morte celular foram observados ⁴⁹.

É possível que, em alguns implantes que falham em obter a osseointegração, a causa seja a presença de contaminantes na superfície, enquanto que aqueles que falham tardiamente podem ter uma dissolução progressiva do Ti ao longo do tempo ¹⁸. Os implantes falham, mas são raros os estudos com análise das causas das falhas ⁸, estando o significado de um metal quimicamente limpo para a osseointegração bem demonstrado experimentalmente. ¹⁹

É essencial para a eficácia de implantes ortopédicos ou dentais estabelecer uma interface mecanicamente sólida com uma completa fusão entre a superfície dos materiais e o tecido ósseo sem a interposição de tecido fibroso⁴. Em alguns estudos os implantes que falharam não apresentaram uma composição química

regular da superfície, das camadas mais profundas e da camada de óxido de titânio, sendo que um infiltrado inflamatório foi encontrado nos tecidos vizinhos e foram detectadas lesões granulomatosas⁸. O nível considerado normal de Ti nos tecidos humanos é de 50 ppm. Valores de 100 a 300 ppm são freqüentemente encontrados ao redor dos implantes de titânio³⁶, a concentração de titânio nos tecidos em volta dos implantes é 100 vezes maior que no músculo esquelético⁴⁹. Os produtos da biocorrosão se acumulam no local, mas também podem ser espalhados de forma sistêmica^{40,48}. Foi encontrado titânio nos rins, fígado, e pulmões dos mini-porcos que receberam implantes. A relevância biológica deste fato pode não ser considerada crítica, porque o titânio até onde se sabe não é tóxico e é bem tolerado.^{43,49}

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 da esterilização, mesmo assim a validade de protocolos rígidos para o manuseio de implantes ainda é questionada⁸. Todos os implantes deveriam ser escrupulosamente livres de contaminantes no momento do seu uso biológico⁹, pois a química da superfície do implante pode aumentar a absorção e a retenção de macromoléculas residentes no meio biológico e alterar a osteocondução.¹⁶

Os efeitos da preparação da superfície na compatibilidade celular devem ser verificados antes do seu uso cirúrgico, porque as propriedades biológicas do material em si podem ser altamente modificadas.⁴

Podem existir mais de 35 metais diversos nos implantes, a maioria dos quais pode ser encontrada em quantidades traço no organismo humano (de 10^{-4} até 10^{-8} por g). Estes elementos podem ser considerados como produtos essenciais para o

metabolismo, como tóxicos ou como incidentais ²⁸. Estudos "in vitro" tem revelado que íons metálicos, mesmo em doses sub-letais, interferem com a diferenciação dos osteoblastos e osteoclastos ⁴⁰.

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, mas outros como o Li, 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 do Al com a doença de Alzheimer ^{28,48}. Outros aspectos podem ser relacionados como a capacidade oncogênica, mutagênica e de hipersensibilidade de certos metais. O Co, Cr, Ni, Pb e o próprio Ti podem ser considerados ooncogênicos em certas situações laboratoriais, além do Co e Ni que são importantes alergênicos. ¹⁴

Vários tipos de metais são ingeridos com a nutrição e passam para a corrente sanguínea e são metabolizados, como eles são armazenados no organismo e nos tecidos ainda não é bem compreendido. Mas a maioria dos metais nos fluídos corporais e tecidos estão ligados a matéria orgânica e em uma forma estável eletricamente. A relação do organismo com os metais de implantes é diferente, ela pode estar associado com a entrada do metal através de uma ferida e o metal sofrer corrosão. Neste estado o metal esta definitivamente na sua forma elementar diferente do metal relacionado a nutrição. As reações de oxidação e redução tem um importante papel na bioenergia do organismo. Estas reações envolvem elétrons. Reações químicas são a base do dos processo metabólico e de crescimento, eles envolvem a segunda partícula elementar da química o

próton ou o íon de hidrogênio e o termo técnico é reação ácido-base. O corpos estranhos interferem com este processo vital ⁴⁹.

Níveis de concentração baixos ou muito baixos de Al, Co, Cr, Mo, Ni, V and Ti utilizados em materiais para implantes dentais foram encontrados nos vários órgãos da maioria de animais avaliados, sendo que dois mostraram valores elevados, por contaminação ou possivelmente por idiosincrasia individual com as potenciais conseqüências no organismo deste elevado nível dos elementos traço ²⁸. Elevados níveis de componentes metálicos tem sido detectados nos tecidos peri-implantares, no soro e na urina de pacientes com implantes. Por exemplo, níveis metálicos acima de 21 ppm de Ti, 10,5 ppm de Al, 1 ppm de Co, 1,5 ppm de Mo tem sido encontrados ao redor de implantes encapsulados por tecido fibroso ⁴⁰. Por outro lado os patologistas questionam a existência de um limiar para reações alérgicas sistêmicas e locais ⁴⁹.

A concentração de Al na camada externa da superfície, por exemplo, pode constituir-se num risco potencial para a dissolução deste metal nos tecidos adjacentes. Falha de reconstrução maxilar com placa de titânio, onde a análise por microscopia eletrônica de varredura mostrou alta concentração de oxido de alumínio, foram mencionadas ¹⁴. Um estudo mostrou que após o jateamento com óxido de alumínio, uma camada do mesmo foi observada em várias amostras. Suspeita-se que este contaminante foi o responsável por uma alteração na proliferação e adesão celular na superfície tratada. Isto demonstra o significado da análise superficial depois do tratamento das superfícies e antes do uso biológico dos implantes. ⁵

Os efeitos tóxicos do alumínio no organismo humano são bem conhecidos , como fibrose pulmonar, osteomalacia e encéfalopatia em pacientes com insuficiência renal. Este elemento traço também pode ser responsável pela toxicidade tecidual e falha na osseointegração , embora não tenham estudos comprovando que implantes usinados falharam devido a contaminação dos tecidos adjacentes por contaminantes da superfície do titânio ¹⁵.

O flúor também foi relacionado a perda de implantes por causar perturbação da cicatrização com conseqüente infecção , sendo que uma pequena quantidade de flúor pode alterar dramaticamente a superfície do óxido de titânio durante a autoclavagem .¹⁸ Os efeitos na resistência a corrosão das soluções contendo flúor no titânio e suas ligas através polarização anódica são bem pronunciados. O titânio e suas ligas foram facilmente corroídas mesmo em baixas concentrações de flúor num meio ambiente ácido.³²

Também foram observados implantes que possuíam resíduos orgânicos e alto nível de silicone , S e C., Cl, Ca e Si que falharam na obtenção da osseointegração ⁶.

Quando um material estranho é implantado no osso , um amplo espectro de reações podem ocorrer. A formação de uma cápsula de tecido mole pode ser atribuída a reações iônicas tóxicas, presença de partículas do material e contaminação da superfície. Implantes metálicos e cerâmicos podem contribuir para uma elevada concentração de íons, tanto local, como sistêmica, partículas podem ser transportadas por macrófagos até os linfonodos regionais e órgãos parênquimatosos ^{17,43}. Resultados similares foram obtidos com ratos usando partículas de diferentes materiais colocados no osso. A concentração de íons

metálicos no líquido sinovial é maior nos pacientes implantados , bem como no soro de pacientes cujos implantes falharam . Por outro lado a concentração de Al, que tem os efeitos tóxicos bem documentados e V não aumentou em pacientes implantados. ^{17, 43}

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 ⁴¹.

A concentração de contaminantes na superfície e a reprodutibilidade da química superficial podem ser um indicador do controle de qualidade do fabricante, elementos contaminantes que podem interferir no processo de osseointegração e mesmo serem tóxicos ao organismo. ²⁰

6. Conclusões

1. Todas as marcas comerciais analisadas apresentaram contaminações em sua superfície.
2. As marcas comerciais analisadas apresentam padrões, tamanho e composição das contaminações diferentes.
3. Os contaminantes mais freqüentes encontrados foram o Carbono, Alumínio, Silício, Cloro, Cálcio, Enxofre, Potássio, Magnésio e Zinco.
4. 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.

8) REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICAS

1. ACERO, J.; CALDERON, J.; SALMERON, J.I.; VERDAUGUER, J.J.; CONCEJO, C. The behavior of titanium as a biomaterial: microscopy study of plates and surround tissues in facial osteosynthesis. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**. v.27, p.117-123. 1999.
2. ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKER, B.; BRANEMARK, P.I. A 15-Year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg**. Copenhagen. V10, p. 387-416, 1981.
3. AMEEN, A. P.; JONHS R.; SCHWACH, G. The Surface analysis of Implant materials. **Clin Oral Impl Res**, v.4, p.144-150. 1993.
4. ANSELME, K. Osteoblast adhesion on biomaterials. **Biomaterials** v. 21, p.667-681. 2000.
5. ANSELME, K.; LINEZ, P.; BIGERELLE, M.; MAGUER, L.D.; HARDOUIN, P. HILD EBRAND, H.F.; IOST, A. LEROY, J.M. The relative influence of topography and chemistry of Ti6Al4V Surfaces on osteoblastic cell behavior. **Biomaterials** v.21, n.25, p.1567-1577. 2000.
6. APARÍCIO, C.; OLIVE, J. Comparative Surface Microanalysis of Failed Branemark Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.7, n.1, p.94-103. 1992.
7. ARONSSON, B.O.; LAUSMAA, J.; KASEMO. Glow discharge treatment for surface cleaning and modification of metallic biomaterials. **J. Biomed Mater Res**. V.35. n1. p.49-73. 1997.
8. ARYS, A.; PHILIPPART, C.; DOUROV, N.; HE, Y.; LE, Q.T.; PIREAUX, J.J. Analysis of Titanium Dental Implants after Failure of Osseointegration: Combined Histological, Electron Microscopy and X-ray Photoelectron Spectroscopy Approach. **J Biomed Mater Res** v.43, p.300-312, 1998.
9. BAIER, R.E.; MEYER, A. E. Implant Surface Preparation. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.3, n.1, p.09-20. 1988.
10. BINON, P.P.; Implants and components: Entering the New Millennium **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, p.76-94. 2000.

11. BINON,P.P.;WEIR D.J.;MARSHALL,S.J. Surface analysis of original Branemark Implant and three related clones. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.7, p.168-175. 1992.
12. CALLEN,B.W.LOWENBERG,B.F.LUGIWSKI,S.;SODHI,R.N.;DAVIES,J.E. Nitric acid passivation of Ti6Al4V reduces thickness off surface oxide layer and increase trace element release. **J Biomed Mater Res** v.29,n.3.p.279-290. 1995.
13. CAMPOS JÚNIOR,A.;PASSANEZI,E. In **Atualização na Clínica Odontológica**, cap.11. p. 247-297. editora Artes Médicas, 1996.
14. CHEUNG,L.K.; LUK, W.K. Chemical cleaning of titanium tray for reconstrutive surgery. **British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery** v.38, p. 271-276. 2000.
15. DARVELL, B. D.; SAMMANT, N., LUK, W. K.; CLARK,R.K.F.; TIDEMANT,H. Contamination of titanium castings by aluminium oxide blasting. **Journal Of Dentistry** v23, n 5, p 319 -322, 1995.
16. DAVIES,J.E. Mechanisms of Endosseous Integration. **Int J. Prosthodont.** V.11, n.5, p. 391-401. 1998.
17. ESPOSITO, M.; HIRSCH, J.M.; LEKHOLM,U.; THOMSEN, P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II) Etiopathogênese. **Eur J Oral Sci** , 106: 721-764, 1998.
18. ESPÓSITO, M.;LAUSMAA,J;HIRSCH,J.;THONSEN,P. Surface analysis of Failed Oral titanium Implants. **J. Biomed. Mater res** v.48,n.4,p.559-568. 1999.
19. GLANTZ,P. The Choice of aloplastic Matetrials for oral implants: Does it Realy Matter? **Int. J. Prosthodont** v.11,n.5, p.402-407. 1998.
20. HELLSING,M. Comparative surface analysis of four dental implant systems. **Journal of the Dental Association of South Africa**, v.52, p. 399-402, 1997.

21. KASEMO, B. Biocompatibility of titanium implants, surface science aspects. **J Prosthet Dent** v.49,n.6,p.832-837. 1983.
22. KASEMO,B.;LAUSMAA,M.S.C. Biomaterial and Implant surfaces: A surface Science Approach. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.3, p.247-259. 1988.
23. KASEMO,B.;LAUSMAA,M.S.C. Biomaterial and Implant surfaces: On the role of cleanliness, contamination and preparation procedures. **J Biomed Mater Res** V.22,P.145-158. 1988.
24. KELLER, J.C.; Draughn,R.A.;Wightman, J.P.; Dougherty, W.J.; Meletiou, S.D. Characterization of sterilized CP Titanium Implant Surfaces. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.5, p.360-367.1990.
25. 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** n.5, p.264 -271, 1990.
26. LACEFIELD,W. Materials Characteristics of Uncoated/Ceramics-coated Implant materials. **Adv Dent. Res** v.13, p.21-26. 1999.
27. LIMA, J.H.C; ELIAS,C.N.;GOMES,D.T. Análise da superfície de implantes ossointegrados. **Revr Bras odontol** v. 53,n.4,p.48-51 1996.
28. LUGOWISKI,S.J.;SMITH,D.C.;MCHUGH, A.D.;LOON,J.C.. Release of metal ions from dental implant materials in vivo: Determination of Al, Co, Cr, Mo, Ni,V and Ti in organ tissue. **Journal of Biomedical Mater Res** v.25, p.1443-1458. 1991
29. MAZZONETTO, R.;RAMIRES,I.;GUASTALDI, A.C.;CARVALHO,P.S.P. Análise da superfície e da adaptação da Conexão protética de Três Implantes Dentários endósseos. Estudo in vitro. **BCI** v.6,n.2.,p.34-40.1999
30. MOUHIY,J.;SENNERBY,L.;PIREAUX,J.J.;DOUROV,N.NAMMOUR,S.; VAN RECK, J. An XPS and SEM evaluation of six chemical and physical techniques for cleaning of contaminated titanium implants. **Clin Oral Implants Res** v.9,n.3,p.185-194. 1998.

31. MUSTAFÁ, K.; PAN, J.; WROBLEWSKI, J.; LEYGRAF, C.; ARVIDSON, K. Electrochemical impedance spectroscopy x-ray photoelectron spectroscopy analysis of titanium surfaces cultured with osteoblast-like cells derived from human mandibular bone. **J Biomed Mater Res** v.59,n.4,p.655-664. 2002.
32. NAKAGAWA, M.; MATSUYA, S.; UDOH, K. Corrosion behavior of pure titanium and titanium alloys in fluoride-containing solutions. **Dent Mater J** v.20.n.4,p.305-314. 2001.
33. OLEFJORD, I. ; HANSSON , S.; ENG, L. Surface Analysis of four Dental implant systems. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 8: 32-40. 1993.
34. ONG, J.L.; PRINCE, C.W.; RAIKAR, G.N.; LUCAS, L.C. Effect of surface topography of titanium on surface chemistry and cellular response. **Implant Dent** v.5,n.2,p.83-88. 1996.
35. ORSINI, G.; ASSENZA, B.; SCARANO, A.; PIATTELLI, M. Surface Analysis of Machined versus Sandblasted and Acid-etched Titanium Implants. **J Oral Maxillofac Surg** v. 15, n.6, p.779-784. 2000.
36. PARR, G.R.; GARDNER, L.K.; TOTH, R.W. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental Material aspects. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.54,n.3,p.410-414. 1985.
37. PASQUINELLI, F. **Implantes: Análise da Superfície de três marcas nacionais e três importadas , com microscópio eletrônico de varredura (MEV)**. Monografia apresentada à Universidade de Santo Amaro, curso de especialização em Implantodontia. São Paulo 2001.
38. PILLIAR, R. M.; Overiw of surface variability of metallic endosseous dental implants: Textured and Porous Surface-Structured Designs. **Implant Dent.** V.7, n.4, p. 305-314. 1998.
39. PLACKO, H.E.; MISHRA, S.; WEIMER, J.J.; LUCAS, L.C. Surface Characterization of Titanium-Based Implant Materials. **Int J Oral Maxillofac Implants** v.15,p.355-363. 2000.
40. PULEO, A.; NANJI, A. Understanding and controlling the bone-implant interface. **Biomaterials** v.20,p.2311-2321. 1999.

41. SANTOS,P.C.; SANTOS,J. F.F. Estudo da composição química da superfície de implantes osseointegráveis de titânio por meio de espectroscopia por energia dispersiva. **RPG** v.5,n.3, p.167-170, 1998.
42. SAWASE, T.; HAY, K.; YOSHIDA, K.; BABA, K.;HATADA, R.; ASTUTA,M.; Spectroscopic studies of three osseointegrated implants. **J. Dent** v.26 ,n.2, p.119 – 124. 1998.
43. SCHLIEPHAKE, H.;RUEISS, G.; URBAN, R.;NEUKAM,F.W.; Gruckel, S. Metal Release From Titanium Fixtures During Placement in the Mandible: An Experimental Study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.8, n.5,p.502-511.1993.
44. SENDYK,W.R.; SENDYK,M; SANSIVIEIRO,A.;LEAL,R.A.G. **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.258,2001.
45. SIQUEIRA, J.T.T.;DIAS,P.V. Osteointegração com um implante cilíndrico de superfície rugosa por jateamento. *Ver. Brás. De Impl. V.4.n.1,p.6-20. 1998.*
46. SMITH, D.C; LUGOWSKI, S; MCHUGH, A; Deporter, D; Watson, P.A.;Chipman, M. Systemic Metal Ion levels in Dental Implant Patients. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.12,p.828-834, 1997
47. SMITH,D.C.; Future Directons for Research on materials and design of dental implants. **J.Dent Educ.** V.52,n.12,p.815-821.1988.
48. SMITH,D.C.;PILLIAR,R.M.;METSON,J.B.;MCINTYRE,N.S. Dental Implant Materials.II. Preparative procedures and surface spectroscopic studies. **J. Biomed Mater Res** v.25,p.1069-1084. 1991.
49. STEINEMANN, G. P. Titanium – the material of choice? **Periodontology** 2000, 17: 7- 21, 1998.

50. SWART, K.M.; KELLER, J.C.; WIGHTGMAN, J.P.; DRAUGHN, R.A.; STANFORD, C.M.; MICHAELS, C.M.. Short- term Plasma-cleaning Treatments Enhance *in vitro* Osteoblast Attachment to Titanium. **Journal of Oral Implantodology** v.18,n.2,p.130-137. 1992.
51. SYKARAS, LACCOPINO,A.M.;MARKER,V.A.;TRIPLETTR.G.;WOODY,R.D. Implant materials, Designs, and Surface Topographies: Their Effect on Osseointegration. A literature Review. **Int J Oral Maxillofac Implants** v.15,n.5,p.675-690.2000.
52. TABORELLI,M ;JOBIN,M.;FRANÇOIS,P.; VAUDAUX,P . TONETTI,M .;SZMUKLER-MONCLER, S.; SIMPSON,J.P.; DESCOUTS,P.. Influence of surface treatments developed for oral implants on the physical and biological properties of titanium. (I) Surface charaterizathion. **Clin Oral Implants Res** v.8,n.3,p.208-206. 1997.
53. TAVARES JUNIOR, C.A.R.F. **Contaminação Química Superficial de implantes Osseointegrados: Estágio Atual**. Dissertação(Mestrado) Implantodontia Faculdade de Odontologia Universidade de Santo Amaro- São Paulo. 2002.
54. VELTEN,D.;BIEHL,V.;AUBERTIN,F.;VALESKE,B.POSSART,W.BREME,J. Preparation of TiO(2) layers on cp-Ti and Ti6Al4V by thermal and anodic oxidation and by sol-gel coating techniques and their characterization. **J Biomed Mater Res** v.59,n.1,p.18-28. 2002.
55. VEZEAU, P.J.; KOORBUSCH, G.F.; DRAUGHN, R.A.; KELLER, J.C. Effects, of multiple sterilization on surface characteristics and *in vitro* biologic responses to titanium. **J Oral Maxillofac Surg** v.54, p.738-746. 1996.
56. VIDIGAL,G.M.;AFILES,R.R.;GROISMAN,M.;PINTO,V.S. Análise de três diferentes implantes osseointegrados. **Revista APCD**,v.47,n5,p.1135-1139. 1993.