



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**CARACTERIZAÇÃO DE IMPLANTES DENTAIS DA LIGA
Ti6Al7Nb REVESTIDOS POR HIDROXIAPATITA PELA
TÉCNICA *PLASMA-SPRAY***

IVONE DE CAMARGO LAVOS VALERETO

Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear - Aplicações.

Orientadora:
Prof.^a Dr.^a Cecília A.C. Zavaglia

**São Paulo
1998**

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**CARACTERIZAÇÃO DE IMPLANTES DENTAIS DA LIGA
Ti6Al7Nb REVESTIDOS POR HIDROXIAPATITA PELA TÉCNICA
*PLASMA-SPRAY***

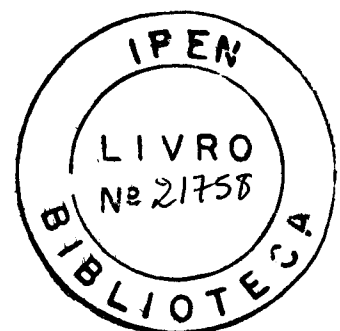
IVONE DE CAMARGO LAVOS VALERETO

**Tese apresentada como parte dos requisitos
para obtenção do grau de Doutora em Ciências
na Área de Tecnologia Nuclear de Materiais.**

**Orientadora:
Prof. Dra. Cecília A. C. Zavaglia**

São Paulo

1998



“A coisa principal da vida
não é o conhecimento
mas o uso que dele se faz.”

Talmud

Ao Fernando, pelo carinho, incentivo e
paciência.

AGRADECIMENTOS

À Prof^ª Dr^ª Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia, minha orientadora, por ter confiado em mim desde o início, por ter me proporcionado a liberdade deste trabalho e permitindo o desenvolvimento de minhas potencialidades.

À Prof^ª Dr^ª Maria Cristina Zindel Deboni da Faculdade de Odontologia da Univ. de São Paulo/USP por ter cedido gentilmente os OSTEOS-1 para a realização dos ensaios de citotoxicidade *in vitro*, pelo aprendizado, ajuda, discussão dos resultados e amizade.

À Prof^ª Dr^ª Márcia M. Jaeger da Faculdade de Odontologia da Univ. de São Paulo/USP pela cooperação e concessão do Laboratório de Cultura Celular da Disciplina de Patologia Bucal.

Ao Prof^º Dr. Elcio Marcantonio Jr. da Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP pela implantação em cães, etapa fundamental para a realização do ensaio de biocompatibilidade *in vivo*.

Ao Prof^º Dr. Bruno König Jr. do Depto. de Anatomia do Instituto de Ciências Biomédicas da Univ. de São Paulo/USP pela cooperação e concessão do Laboratório de Anatomia na realização das análises histológicas e colaboração nas discussões dos resultados.

Ao Prof^º Dr. Edson Gomes da Escola Politécnica da Univ., de São Paulo (EPUSP-Mecânica) pelo incentivo, na realização deste trabalho.

À técnica Rita H. B. Jacom pela colaboração nas análises e ensaios metalográficos imprescindíveis a este trabalho.

Aos funcionários da biblioteca do IPEN pela obtenção dos artigos utilizados neste trabalho e também pela revisão das referências bibliográficas.

Ao Tomaz Puga Leives do Departamento de Biomecânica do Hospital das Clínicas de São Paulo pela amizade e aproveitosas discussões sobre biomecânica.

Ao Paulo Roberto Martins Bastos pelo apoio, sugestões e amizade.

Aos colegas do grupo de materiais do Depto. de Materiais da Unicamp, Eliana A. R. Duek, Sônia M. Malmonge, Mayard Zolotar, Renato F. da Silva e José Augusto dos Santos pela atenção e ajuda.

Ao Depto. do ME/IPEN pela cooperação e concessão dos Laboratórios de Fluorescência e Difração de raios-X na realização dessas análises.

À CAPES pela concessão de bolsa.

Ao PRONEX - Núcleo de Excelência em Biomateriais, pelo apoio financeiro.

À todos que direta ou indiretamente colaboraram para a execução deste trabalho.

**CARACTERIZAÇÃO DE IMPLANTES DENTAIS DA LIGA TI-6Al-7Nb
REVESTIDOS POR HIDROXIAPATITA PELA TÉCNICA
*PLASMA-SPRAY***

Ivone de Camargo Lavos Valereto

RESUMO

Os biomateriais metálicos destinados às aplicações de implantes devem possuir propriedades mecânicas, físicas, químicas e biológicas de maneira que quando em contato com tecidos e fluidos dos seres vivos, de forma transitória ou permanente, devem compor um estado harmônico. Estudos contínuos de novos materiais têm sido realizados para uso ortopédico e odontológico, na tentativa de melhorar a sua biocompatibilidade. Neste trabalho realizou-se, primeiramente, análise microestrutural das ligas Ti-6Al-7Nb nacional e importada; optou-se pela liga importada por ter apresentado uma microestrutura mais homogênea. Depois foram confeccionados implantes dentais, tipo parafuso por usinagem da liga Ti-6Al-7Nb. Alguns desses implantes foram revestidos com pó de hidroxiapatita pela técnica *plasma-spray*. Durante o revestimento houve uma queima dos aglomerantes poliméricos contidos na hidroxiapatita o que ocasionou um escurecimento na camada depositada. Posteriormente fez-se um tratamento térmico para recuperar a cor natural da hidroxiapatita. A microscopia eletrônica de varredura foi usada para verificar a adesão qualitativa do revestimento ao substrato. A caracterização qualitativa do revestimento no substrato foi realizada pela análise EDS (Energy-Dispersive X-ray Spectrometer), observando-se que houve uma pequena alteração da composição química do revestimento. A difração de raios-X apresentou uma pequena alteração na estrutura cristalina do revestimento com o tratamento térmico. A análise de fluorescência de raios-X foi feita para caracterizar quantitativamente o revestimento antes e após tratamento térmico. O ensaio de biocompatibilidade *in vitro* foi realizado para avaliar o crescimento e a viabilidade de células osteoblásticas (OSTEO-1) sobre os substratos com e sem revestimento de hidroxiapatita. Dentro das condições ensaiadas observou-se que as amostras não apresentaram efeito tóxico nas células. O ensaio *in vivo* foi realizado em cães e pela análise histológica pode ser verificada a osteointegração.

**CHARACTERIZATION OF THE ALLOY Ti-6Al-7Nb DENTAL IMPLANTS COATED
WITH THE PLASMA-SPRAYED HYDROXYAPATITE TECHNIQUE**

Ivone de Camargo Lavos Valereto

ABSTRACT

The metallic biomaterials for implants applications must have mechanical, physical, chemical and biological properties so that when in contact with body tissues and fluids, in temporary or permanent use, have a harmonious behavior. Continuous studies of new materials have been carried out for orthopaedic and dentistry uses, attempting to improve their biocompatibility. In this work, microstructure analysis of the import and national Ti-6Al-7Nb alloys was firstly made; after the analysis, the imported alloy was chosen, as it showed a more homogeneous microstructure. Then dental implants were manufactured, of the screw type by machining of the Ti-6Al-7Nb alloy. Some of these implants received powder hydroxyapatite coatings by plasma spray technique. During the coating, the agglomerates contained in the hydroxyapatite suffered burning, causing the darkening of the deposited layer. Later a thermal treatment to recover the natural colour of hydroxyapatite was done. The scanning electron microscopy (SEM) was used to verify the qualitative adhesion of the coating on the substrate (Ti6Al7Nb). The qualitative characterization of the coating on the substrate was done by the Energy-Dispersive X-ray Spectrometer (EDS) and a small alteration in the chemical composition of the coating was observed. The X-ray diffraction showed a small alteration in the crystal structure of the coating with thermal treatment. The analysis by X-ray fluorescence technique was done for the qualitative characterization of the coating before and after the thermal treatment. The biocompatibility *in vitro* test was carried out to evaluate the growth and feasibility of the osteoblastic-like cells (OSTEO-1) over samples with and without the hydroxyapatite coating. Within the controlled conditions, the samples did not show any toxic effects on the cells. The *in vivo* test was carried out in dogs and the osseointegration was verified through histological analysis.

SUMÁRIO

1 -	INTRODUÇÃO	Página
1.1	Considerações gerais	1
1.2	Justificativas	4
1.3	Objetivos	6
2 -	REVISÃO DA LITERATURA	
2.1	Biomateriais	8
2.1.1	Biofuncionalidade	10
2.1.2	Biocompatibilidade	15
2.2	Tecido Ósseo	16
2.3	Implantes Odontológicos	19
2.3.1	Implante Parafuso	22
2.4	Interface Tecido/Implante	28
2.5	Requisitos de Materiais para Implantes	34
2.5.1	Propriedades Mecânicas	35
2.5.2	Tipos de Corrosão	37
2.5.3	Esterilização	40
2.5.4	Processos de Fabricação	42
2.5.5	Tratamentos de Superfície	42

	Página
2.5.5.1 Aspersão Térmica	43
2.6 Materiais para Implantes Odontológicos	49
2.6.1 Titânio e Ligas de Titânio	53
2.6.2 Cerâmicas.....	60
2.6.2.1 Hidroxiapatita	61
2.6.3 Metais Revestidos por Hidroxiapatita.....	64

3 - MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Microestrutura da Liga Ti-6Al-7Nb Nacional e Importada	68
3.2 Liga Ti-6Al-7Nb Revestida por Hidroxiapatita	70
3.3 Análise da Liga Ti-6Al-7Nb Revestida por Hidroxiapatita	72
3.4 Ensaio de Biocompatibilidade	74
3.4.1 Teste <i>In Vitro</i>	74
3.4.1.1 Materiais	74
3.4.1.2 Experimento	75
3.4.1.3 Curva de Crescimento Celular	77
3.4.2 Teste <i>In Vivo</i>	78
3.4.2.1 Material	78
3.4.2.2 Seleção dos Animais	79
3.4.2.3 Procedimento Cirúrgico - Fase I	79
3.4.2.4 Procedimento Cirúrgico - Fase II	80

	Página
3.4.2.5 Coleta dos Dados.....	84
3.4.2.6 Análise Histológica.....	85
4 - RESULTADOS E DISCUSSÕES	
4.1 Microestrutura da Liga Ti-6Al-7Nb Nacional e Importada.....	86
4.2 Liga Ti-6Al-7Nb Revestida por Hidroxiapatita.....	90
4.3 Análise do Pó de Hidroxiapatita e da Liga Ti-6Al-7Nb Revestida com e sem Tratamento Térmico.....	93
4.4 Teste <i>In Vitro</i>	97
4.5 Teste <i>In Vivo</i>	103
5 - CONCLUSÕES	110
6 - SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	112
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	113

LISTA DE TABELAS

	Página
2.5.1.6 Propriedades mecânicas do osso cortical.....	19
2.4 Alguns fatores que afetam as interações tecido/implante.....	28
2.5.1 Comparação entre os materiais utilizados em implantes e de alguns tecidos naturais.....	36
2.6.1.1 Composição química da liga Ti-6Al-7Nb/PROTASUL® 100.....	56
2.6.1.2 Propriedades mecânicas da liga Ti-6Al-7Nb.....	57
3.1 Tempo e composição do reagente ao ataque metalográfico.....	69
3.2 Parâmetros utilizados pelo processo de aspersão térmica (<i>plasma-spray</i>).....	72
3.4.2 Esquema de inserção dos implantes em mandíbula de cão, bilateralmente.....	82
4.3.1 Análise semiquantitativa pela técnica de fluorescência de raios-X do pó de hidroxiapatita (HA) e da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita (HA) com e sem tratamento térmico.....	96
4.4 Viabilidade celular - Crescimento celular sobre os discos.....	98

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 2.3.1.1 Componente externo (coroa) conectada aos parafusos de fixação.....	23
Figura 2.3.1.2 Implante parafuso de titânio “Branemark”	23
Figura 2.3.1.3 Representação do implante “Branemark” o implante parafuso colocado na mucosa oral.....	24
Figura 2.3.1.4 Conjunto de Tramonte	25
Figura 2.3.1.5 Local do implante onde está sendo perfurado para receber um implante parafuso.....	26
Figura 2.3.1.6 Desenvolvimento de uma interface do tecido fibroso	27
Figura 2.3.1.7 Interface sem a formação de tecido fibroso	27
Figura 2.4.1 Esquema da variação do pH nas áreas adjacentes ao implante.....	31
Figura 2.4.2 Reações na interface osso/implante para alguns materiais de implantes.....	32
Figura 2.5.2 Representação esquemática dos principais tipos de corrosão em implantes cirúrgicos	38
Figura 2.5.5.1 Representação esquemática do processo de funcionamento de uma pistola de aspensão térmica por chama <i>plasma</i>	47

	Página
Figura 2.6.1 Dente em contato direto com a obturação de amálgama	52
Figura 2.6.2 Dente em contato indireto com a obturação de amálgama	52
Figura 2.6.1.1 Parte esquemática do diagrama de fases ternário das ligas de titânio.....	58
Figura 2.6.2.1 Estrutura cristalina da hidroxiapatita.....	62
Figura 3.2.1 Equipamento de aspersão térmica com fonte de calor o <i>plasma</i>	71
Figura 3.4.1 Microscopia óptica das células osteoblásticas (OSTEO-1) isoladas. Aumento: 100X.....	75
Figura 3.4.2.4.1 Fase cirúrgica da implantação do parafuso de Ti-6Al-7Nb liso (sem revestimento de hidroxiapatita).....	82
Figura 3.4.2.4.2 Fase cirúrgica da implantação do parafuso de Ti-6Al-7Nb revestido por hidroxiapatita pela técnica de <i>plasma spray</i>	83
Figura 3.4.2.4.3 Aspecto clínico dos parafusos da liga Ti-6Al-7Nb liso e revestido por hidroxiapatita implantados no rebordo ósseo olveolar do cão.....	83
Figura 4.1.1 Micrografia óptica da liga Ti-6Al-7Nb nacional. Aumento: 27X.....	87
Figura 4.1.2 Micrografia óptica da liga Ti-6Al-7Nb nacional. Aumento: 216X.....	87
Figura 4.1.3 Micrografia óptica da liga Ti-6Al-7Nb nacional. Aumento: 27X - Transversal.....	88

	Página
Figura 4.1.4 Micrografia óptica da liga Ti-6Al-7Nb importada. Aumento: 216X - Transversal	88
Figura 4.1.5 Micrografia óptica da liga Ti-6Al-7Nb importada. Aumento: 27X - Longitudinal	89
Figura 4.1.6 Micrografia óptica da liga Ti-6Al-7Nb importada. Aumento: 216X - Longitudinal	89
Figura 4.2.1 Micrografia de MEV do implante odontológico revestido por hidroxiapatita.....	90
Figura 4.2.2 Micrografia de MEV da rosca do implante odontológico revestido por hidroxiapatita.....	90
Figura 4.2.3 Micrografia de MEV da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita.....	91
Figura 4.2.4 Micrografia de MEV da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita.....	91
Figura 4.2.5 Micrografia de MEV da adesão da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita.....	92
Figura 4.2.6 Micrografia de MEV da adesão da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita.....	92
Figura 4.2.7 Micrografia óptica da adesão da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita Aumento: 400X	92
Figura 4.3.1 - Espectro da microanálise por EDS do pó de hidroxiapatita.....	93

	Página
Figura 4.3.2 Espectro da microanálise por EDS da liga Ti-6Al-7Nb revestida com hidroxiapatita.....	94
Figura 4.3.3 Espectro de difração de raios-X da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita com tratamento térmico.....	95
Figura 4.3.4 Espectro de difração de raios-X da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita sem tratamento térmico.....	95
Figura 4.3.5 Espectro de difração de raios-X do pó de hidroxiapatita	96
Figura - 4.4.1 Curvas de crescimento de células osteoblásticas cultivadas sobre os discos controle, revestida, polido e rugosa.....	100
Figura 4.4.2 Microscopia óptica das células osteoblásticas cultivadas em placa controle no 15° dia de cultura (ausência de material). Aumento: 50X	100
Figura 4.4.3 Microscopia óptica das células osteoblásticas cultivadas em presença de disco da liga Ti-6Al-7Nb polido. Aumento: 50X	101
Figura 4.4.4 Microscopia óptica das células osteoblásticas cultivadas em presença de disco da liga Ti-6Al-7Nb polido. Aumento 100X	101
Figura 4.4.5 Microscopia óptica de Fase das células osteoblásticas cultivadas em presença de disco da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita. Aumento: 50X	102
Figura 4.4.6 Microscopia óptica de Fase das células osteoblásticas cultivadas em presença de disco da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita. Aumento: 100X	102

	Página
Figura 4.5.1	Aspecto radiográfico dos três parafusos implantados após três meses..... 103
Figura 4.5.2	Microscopia óptica de corte histológico de implante Ti-6Al-7Nb, mostrando as etapas ocorridas com as suas cores. Rosa colágenos; azul-claro início da calcificação; azul-escuro osso calcificado e preto implante. Aumento: 126X 104
Figura 4.5.3	Microscopia óptica de corte histológico de implante Ti-6Al-7Nb revestido por hidroxiapatita, mostrando lamelas ósseas aderidas à superfície do implante e a presença de tecido conjuntivo em contacto com o implante. Aumento: 126X 105
Figura 4.5.4	Microscopia óptica de alvéolo criado para implante com técnica de ultravioleta. Crescimento e ancoragem de fibroblastos na região do colo do implante de Ti-6Al-7Nb. Aumento: 126X 105
Figura 4.5.5	Microscopia óptica de alvéolo criado para implante com técnica de ultravioleta. Crescimento e ancoragem de fibroblastos na região dos passos do implante de Ti-6Al-7Nb. Aumento: 126X 106
Figura 4.5.6	Microscopia óptica de corte histológico de implante Ti-6Al-7Nb. Crescimento e ancoragem de fibroblastos na superfície da base do implante. Aumento 126X 106
Figura 4.5.7	Microscopia óptica de corte histológico de implante Ti-6Al-7Nb revestido por hidroxiapatita, mostrando o processo de crescimento ósseo em direção ao implante. Aumento: 126X 107
Figura 4.5.8	Microscopia óptica de corte histológico de implante Ti-6Al-7Nb revestido por hidroxiapatita, mostrando o processo de crescimento ósseo em direção ao implante. Aumento: 126X 108

Figura 4.5.9	Microscopia óptica de corte histológico de implante Ti-6Al-7Nb. Ossificação tipo camadas concêntricas e formação de osso passível de plasticidade. Aumento: 126X	108
--------------	--	-----

1 - INTRODUÇÃO

1.1 - CONSIDERAÇÕES GERAIS

Durante as duas grandes guerras, na tentativa de se evitar a amputação de membros que haviam perdido as suas funções, varreu-se praticamente, toda a tabela periódica em busca de materiais que não fossem nocivos e que não sofressem rejeição pelo corpo humano. Os resultados desses experimentos foram desastrosos, na sua maioria. Em 1947 chegou-se a um consenso para que fossem utilizados os aços autênticos de Ni-Cr (BOSCHI, 1996). Desde então, tem-se intensificado a pesquisa na procura de materiais alternativos, com o propósito de ampliar a variedade desses materiais utilizados como implantes com as mais variadas funções. Quando se trata de implantes metálicos, os aspectos a serem considerados são a susceptibilidade do material à corrosão e os efeitos da corrosão sobre os tecidos. Materiais que atendem a esses requisitos denominam-se biomateriais.

Os biomateriais compreendem uma classe ampla de substâncias, naturais ou sintéticas, com propriedades mecânicas, físicas e químicas que em contacto com tecidos e fluidos dos seres vivos, de forma transitória ou permanente não lhes causem danos. O estudo de biomateriais deve compreender o conhecimento sobre três tópicos, isto é, os sistemas biológicos (fluidos e tecidos que constituem os órgãos dos seres vivos) , os materiais de implantes e a interação de ambos.

Devido aos significativos avanços da utilização de biomateriais na medicina e em técnicas cirúrgicas fez-se necessário a interação entre cientistas e pesquisadores entre eles engenheiros, médicos e biólogos, surgindo a chamada bioengenharia. Essa constante evolução tem permitido aos profissionais da área médica, diagnósticos mais rápidos e precisos e o uso de novas medidas terapêuticas reabilitadoras nos pacientes. Quando se refere a perdas de função de um órgão no organismo decorrentes de doenças ou acidentes, faz-se necessário a substituição da parte afetada para que essa função possa ser reparada, por exemplo, com o emprego de implantes.

Diversos tipos de materiais de implantes são utilizados tais como os metais e suas ligas, as cerâmicas, os polímeros e os compósitos. A opção pelo tipo de material que será utilizado deverá ser feita considerando o local onde será implantado e os esforços mecânicos aos quais será submetido.

Para que um material possa ter uso clínico como implante, são necessários alguns requisitos fundamentais:

- o material deve ser biocompatível - sua presença não deve causar efeitos nocivos no local do implante ou mesmo sistemicamente;
- os tecidos não podem causar a degradação do material, por exemplo a corrosão em metais;
- o material deve ser biofuncional - deve ter as características mecânicas adequadas para cumprir a função desejada, pelo tempo determinado;
- o material deve ser esterilizável.

Em 1978 deu-se início ao desenvolvimento de uma liga de titânio para uso em biomateriais. Esse estudo foi concluído em 1984 por M. Semlitsch da Sulzer Brothers Limited na Suíça e a composição adequada para essa liga foi de 6% em peso de alumínio para

estabilizar a fase α e de 7% em peso de nióbio para estabilizar a fase β (SEMLITSCH et al., 1985).

Neste trabalho optou-se por estudar a aplicação da liga Ti-6Al-7Nb para implantes odontológicos, pois esta liga foi desenvolvida especialmente para aplicação ortopédica, obtendo-se sucesso nesta aplicação.

A liga Ti-6Al-7Nb é do tipo ($\alpha+\beta$) estruturalmente semelhante a liga Ti-6Al-4V que foi desenvolvida para uso aeronáutico e passou a ser usada como biomaterial, com a substituição do elemento vanádio (estabilizador da fase β) que é considerado tóxico, pelo elemento nióbio, considerado inerte ao corpo humano.

Essa liga biomédica do tipo ($\alpha+\beta$) possui um conjunto de propriedades (químicas, mecânicas e biológicas) que a torna superior a algumas ligas existente no mercado e ao titânio que é o material mais freqüentemente usado na odontologia.

Os implantes dentais se revestem de grande importância em seu comportamento pois fazem uma protrusão dentro da cavidade bucal e se expõem a meios diferentes, isto é, o material estará em contacto com o osso e tecido epitelial. Optou-se pelo implante endósseo do tipo parafuso por ser o mais usado devido ao maior sucesso clínico e o que mais cresce no mercado de implantes. Eles podem ser usados para reposição de um único dente, em mandíbula parcial ou totalmente desdentada (WORTHINGTON et al., 1995).

O revestimento por hidroxiapatita em implantes metálicos é realizado com os seguintes objetivos: a) aumentar a taxa de formação do osso; b) possibilitar a ligação com o osso (osteointegração); c) reduzir a quantidade de produtos metálicos liberados por corrosão e d) aumentar a área da interface implante/osso (ONG et al., 1995).

Estudos tem sido realizados com o uso de revestimentos biomédicos, principalmente por hidroxiapatita através do processo de aspersão térmica. Esses revestimentos devem satisfazer alguns requisitos específicos, tais como, alto grau de cristalinidade, para se ter uma melhor resposta biológica, boa adesão do revestimento ao substrato metálico e porosidade adequada para promover o crescimento ósseo aumentando a área de contacto da interface (CHEANG & KHOR, 1996).

1.2 - JUSTIFICATIVAS

Conforme as considerações descritas anteriormente, verifica-se a importância desse trabalho do ponto de vista científico com a utilização da liga Ti-6Al-7Nb como novo material de aplicação em odontologia e descrição do processo de revestimento dessa liga com hidroxiapatita.

A aspersão térmica é uma técnica recente no Brasil e, portanto, torna-se importante o seu desenvolvimento na aplicação de biomateriais quanto a parâmetros do processo de deposição para que se tenha uma boa adesão (revestimento/substrato).

Esta proposta de trabalho torna-se oportuna justamente pelo fato de que algumas empresas brasileiras estão sendo levadas a aumentar sua competitividade através da qualidade e do desenvolvimento de novas tecnologias. Esta pode ser uma alternativa importante na implantologia odontológica, introduzindo-se um novo biomaterial.

Não podemos ignorar que a população brasileira sofre com problemas odontológicos, entre eles a cárie seguida de extração (KIRCHNER et al., 1992); nesses casos o emprego de

implantes representa uma das alternativas terapêuticas reabilitadoras para que não ocorra perda da função mastigatória e disfunção da articulação temporo mandibular (ATM).

A implantodontia é uma das mais recentes especialidades da odontologia e veio ao encontro das necessidades de um número grande de pacientes edêntulos, por exemplo, idosos e desportistas. Os idosos após vários anos de uso de próteses totais, apresentam redução no volume do osso alveolar, tendo como consequência o grave comprometimento da mastigação, da dicção e da estética (RUANO et al., 1996). Nos desportistas o uso de prótese parcial ou total apresenta os mesmos comprometimentos dos idosos, além de apresentar também risco de vida quando em atividade competitiva. Nessas situações aumenta-se a probabilidade de aspirar a prótese e conseqüente asfixia.

Uma possível vantagem de uso da liga Ti-6Al-7Nb é a sua resistência mecânica superior ao do titânio puro e com isso, o implante dessa liga poderá ser menos espesso e mais adequado aos casos em que há grande perda do osso alveolar, principalmente quanto à espessura da margem óssea.

O revestimento da liga Ti-6Al-7Nb por hidroxiapatita pela técnica *plasma spray* produz uma fina camada de revestimento que tem como um de seus objetivos “enganar” as células, isto é, reconhecimento das células com a hidroxiapatita que é similar ao osso e com o propósito de que essas células quando em contacto direto com esse material não desencadeiem um processo de rejeição pelo organismo.

A originalidade nesta tese de doutorado estão compreendidas a liga Ti-6Al-7Nb com e sem revestimento de hidroxiapatita que não estão sendo usadas comercialmente em odontologia. O estudo da citotoxicidade, que foi realizado com cultura de células osteoblásticas normais (OSTEO-1), (DEBONI, 1993); diferentemente de outras pesquisas que utilizam L-929 ou 3T3 fibroblastos [(SCHMALZ, 1994); (BERSCHT et al., 1995)]. A opção por esse tipo de células fundamenta-se no fato de que os implantes metálicos dentais estarão em contacto

permanente com as células osteoblásticas. E outro estudo original foi a implantodontia da liga Ti-6Al-7Nb com e sem revestimento de hidroxiapatita realizada em cães.

1.3 - OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho foi desenvolver implantes dentais endósteos, tipo parafuso com a liga Ti-6Al-7Nb; fazer o revestimento de parte desses implantes com hidroxiapatita pela técnica de aspersão térmica usando como fonte de calor o *plasma*; fazer a caracterização desses implantes dentais e obter um número considerável de informações para que esses implantes tornem-se viáveis comercialmente, ampliando assim as opções dos materiais empregados em odontologia. Como objetivos específicos, este trabalho compreendeu as seguintes etapas:

1. Análise microestrutural da liga Ti-6Al-7Nb importada e nacional.
2. Caracterização do pó de hidroxiapatita.
3. Aspersão térmica pela técnica *plasma-spray* na obtenção de revestimento de hidroxiapatita sobre o substrato da liga de Ti-6Al-7Nb.
4. Caracterização da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita com e sem tratamento térmico.
 - 4.1 Análise qualitativa da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita com e sem tratamento térmico por EDS (Energy-Dispersive X-ray Spectrometer).
 - 4.2 Análise quantitativa do pó de hidroxiapatita e da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita com e sem tratamento térmico por Fluorescência de Raios-X.
 - 4.3 Análise da cristalinidade do pó de hidroxiapatita e da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita com e sem tratamento térmico por Difração de Raios-X.

4.4 Análise qualitativa de adesão do revestimento de hidroxiapatita ao substrato da liga Ti-6Al-7Nb por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).

5 Análise de biocompatibilidade:

5.1 Teste *in vitro* da liga Ti-6Al-7Nb polida, rugosa e revestida por hidroxiapatita utilizando cultura de células osteoblásticas normais.

5.2 Teste *in vivo* de implantes usinados com a liga Ti-6Al-7Nb com e sem revestimento de hidroxiapatita e inseridos em cães - Análise histológica

2 - REVISÃO DA LITERATURA

2.1 - BIOMATERIAL

A pesquisa no campo de biomateriais tem se expandido rapidamente nas últimas décadas (últimos 25 anos) devido a sua aplicação na área médica-industrial (VAN NOORT, 1987). O campo de aplicação desses biomateriais é amplo, estimando-se a existência de aproximadamente 2700 diferentes tipos de dispositivos médicos estendendo-se do coração artificial e válvulas cardíacas até implantes ortopédicos (quadril, joelho, perna, braço e mão), odontológicos (raízes de dentes) e inúmeras outras aplicações (RUPP, et al., 1996).

Os biomateriais compreendem uma classe ampla de substâncias, o que dificulta aos pesquisadores de terem um consenso em torno de apenas uma definição. Biomateriais são todos os materiais que, de modo contínuo ou intermitente, entram em contacto com fluidos corpóreos, mesmo que estejam localizados fora do corpo (PARK, 1980). Biomateriais são materiais não vivos utilizados em um dispositivo médico, com o objetivo de interagir com o sistema biológico (WILLIAMS, 1987). Biomateriais são materiais de origem natural ou sintética que são usados para suprir ou repor as funções dos tecidos vivos (BLACK, 1992). Biomateriais são substâncias, exceto drogas ou alimentos, contidas em sistemas de diagnósticos e terapêuticos que estão em contacto com os tecidos ou fluidos biológicos (PEPPAS &

LANGER, 1994). Com o desenvolvimento no campo de biomateriais tem aumentado o uso desses materiais em contacto com o sangue (ABATANGELO et al., 1997).

Quando um órgão perde parte de sua função, por doença ou acidente, esta pode ser reparada através da introdução de um material de aplicação médica, denominado biomaterial (HENCH & ETHRIDGE, 1982). Esse material pode ser de origem natural ou sintética e será usado para repor ou suprir de forma, permanente ou temporária, a função do tecido, órgão ou sistema perdido na forma de implantes, próteses ou dispositivo extracorpóreos (WILLIAMS, 1987).

Os biomateriais metálicos são os mais antigos, existindo relatos do século XVI de suas aplicações em procedimentos cirúrgicos. No final do século XIX tentou-se introduzir porções de metais dentro do organismo humano o que foi um fracasso. Esse insucesso deveu-se à falta de conhecimentos de assepsia e anti-sepsia que levou à infecção cirúrgica somados aos problemas do material. Em 1880, Lister introduziu as técnicas anti-sépticas cirúrgicas o que reduziu o incidente de contaminações tornando possível distinguir a reação do tecido ao implante. Nos anos seguintes houve um rápido desenvolvimento dos metais e ligas para uso médico e outros materiais foram introduzidos (GOTMAN, 1997).

O desempenho de qualquer material no corpo humano é controlado por duas características: biocompatibilidade e biofuncionalidade e passando a ser considerado como biomaterial quando esses dois requisitos forem cumpridos (GOTMAN, 1997).

2.1.1 - BIOCOMPATIBILIDADE

Biocompatibilidade é a habilidade de um material, que quando em contacto com o meio biológico deve ter um desempenho satisfatório numa aplicação específica (WILLIAMS, 1987). Ela refere-se à situação criada quando o biomaterial é implantado num organismo vivo, no qual não deve exercer nenhuma influência negativa e nem ser influenciado pelo meio que o contorna. É grande o número de variáveis que afetam a compatibilidade entre um determinado material e o meio biológico no qual está inserido dificultando a sua definição e mensuração (BOSCHI, 1996).

Os materiais biocompatíveis são aqueles cuja interação com o tecido vital deve ser mínima para que não ocorra efeitos adversos sobre os tecidos. Devido à interação entre material e tecido, alguns fatores devem ser rigorosamente observados. O professor Branemark e sua equipe definiram a osteointegração como uma conexão estrutural direta e funcional entre o osso vivo e a superfície de implante suportando carga (BRANEMARK et al., 1985). A composição do implante deve ser inerte para que haja o crescimento do tecido ósseo (osteointegração) e a rejeição ao material implantado seja minimizada. Na interface deverá ocorrer circulação sanguínea para impedir a formação de fibrose (tecido conjuntivo fibroso), que impossibilitaria a fixação ideal dos implantes (MCNAMARA & WILLIAMS, 1981). Esses fatores podem variar de um indivíduo para outro e até mesmo de uma região do corpo para outra; por isso fica difícil afirmar de maneira genérica se um determinado material é biocompatível. No entanto, ao estudar a biocompatibilidade verifica-se a interação entre o material de implante com o tecido hospedeiro e o local de implantação (HOMSY, 1970).

Os efeitos nocivos sistêmicos do implante sobre o organismo ocorrem principalmente devido à liberação de partículas ou de produtos tóxicos provenientes de desgaste, degradação eletroquímica ou dissolução do material implantado. Os materiais biocompatíveis e seus

possíveis produtos de degradação devem ser tolerados pelos tecidos envoltórios e não devem causar disfunções no organismo a longo prazo (WILLIAMS, 1993).

Muitos materiais odontológicos, incluindo os implantes, são analisados através da inclusão no organismo e são classificados como biocompatíveis ou tóxicos. Detectada a biocompatibilidade de um material através de teste experimental não significa que quando implantado e em condições normais de uso ele permanecerá biocompatível. Existem variáveis fundamentais nos implantes, principalmente nos implantes dentais, onde parte do material fica incluso no tecido ósseo e parte fica exposta ao meio bucal. Esta peculiaridade torna a questão bem diferente de quando todo o material fica isolado do meio externo, isto é, em ambiente asséptico (MORAES, 1989). Outro fator observado nos implantes subcutâneos, intramusculares é a existência de forças biomecânicas diferentes que devem ser consideradas conforme o tipo de implante, isto é, odontológico ou ortopédico (WILLIAMS, 1981).

Os aspectos fundamentais da avaliação da biocompatibilidade são: citotoxicidade, lesão tecidual, sensibilização (alergia) e carcinogênese (ISO-10993-1, 1992). A escolha do material e onde este material será colocado é muito importante, pois alguns fatores estão relacionados, por exemplo, a porosidade que tem o objetivo de favorecer a penetração de fibras colágenas mesmo de tecido ósseo peri-implantar, favorecendo a manutenção do implante. Para alguns implantes dentais a porosidade é satisfatória, enquanto que para outras aplicações a porosidade é inadequada. Por exemplo, a porosidade existente na região cervical (região gengival da coroa) pode favorecer a adesão de bactérias, o que pode levar à agressão dos tecidos adjacentes e provocar o fracasso do implante (MORAES, 1989).

Um fator de insucesso em implantes odontológicos metálicos existe quando ocorre a liberação e concentração de íons na região peri-implantar, desencadeando corrosão e oxidação do material e alterações teciduais danosas (em geral, a longo prazo). Não se deve exclusivamente ao material implantado a responsabilidade por alterações na mucosa ou nos tecidos adjacentes. O paciente também desempenha um papel importante na manutenção e no

processo de um implante. Ele deverá manter sempre uma boa higiene bucal, caso contrário a adesão bacteriana será facilitada nesses materiais aumentando o risco do comprometimento de processos inflamatórios teciduais (MORAES, 1989).

O material antes de ser implantado deve ter sua toxicidade avaliada. Um biomaterial odontológico deve ser avaliado primeiro por testes *in vitro*, depois por experimentos usando animais (testes *in vivo*) e por último, devem ser feitos estudos clínicos em humanos. As maneiras de avaliar a biocompatibilidade de um material a ser implantado no organismo vivo são com testes *in vitro* e *in vivo* [(HENCH & ETHRIDGE, 1982) e (BLACK, 1992)].

A Organização Internacional de Padronizações, ou Internacional Organization for Standardization (ISO-TC194-WG1, 1990), é a entidade responsável por diversas padronizações, e normas técnicas a serem seguidas mundialmente. Essa organização propôs um guia para a avaliação do comportamento biológico de dispositivos médicos e odontológicos, particularmente com relação aos materiais de implantes odontológicos. Existe uma seqüência de testes para a liberação do material. Inicialmente, devem ser feitos testes de citotoxicidade *in vitro* (ISO 10993-5, 1992).

•Teste *in vitro* - é um teste rápido e sensível à toxidez do material. Esse teste é específico, facilmente controlável e geralmente preciso; na qual a peça ou partícula do biomaterial é colocada em contacto com cultura de células. Os estudos *in vitro* de biocompatibilidade são os realizados na avaliação da citotoxicidade (danos à célula) (ISO 10993-5, 1992). Existe um grande número de testes de toxicidade mas todos consistem basicamente de: a) cultura de tecido/ órgão e material; b) cultura de células e material em contacto e c) material em solução e células isoladas. O sistema mais usado para testar a toxicidade *in vitro* de materiais odontológicos é o de cultura de células (SCHMALZ, 1994).

Obviamente a disponibilidade dos testes *in vitro* não elimina a necessidade de realizar estudos em animais, no entanto, são definitivamente uma alternativa importante na triagem

inicial entre materiais de diferentes origens para aplicação médica, bem como exercer a função de resposta celular frente a um corpo estranho (PURCHIO et al., 1994). Contudo, pode-se mencionar a dificuldade de transferir resultados obtidos com a cultura de células para o ser vivo. As respostas a esse método são parciais quando comparadas com as obtidas num sistema complexo de tecidos (BLACK, 1992).

• Teste *in vivo* - são testes que podem ser realizados através de cirurgia na colocação de implantes ou de material na forma sólida ou em pó em animais. É investigada a aceitabilidade do implante através do comportamento do tecido em torno da região do implante. Tal investigação pode ser feita através do monitoramento das mudanças de pH, pO_2 , concentração de eletrólito e da evolução histológica dos tecidos ao redor do implante em períodos de tempo variáveis (COHEN, 1983).

Os resultados das investigações de implantes *in vivo*, dependem contudo de vários fatores, tais como:

- espécie do animal experimental;
- idade do animal;
- sexo do animal;
- fatores dietéticos do animal;
- local do implante;
- características do material;
- duração do experimento (HENCH & ETHRIDGE, 1982).

A biocompatibilidade pode ser sintetizada como dependente de alguns fatores, tais como:

- os eventos que ocorrem inicialmente na interface do material/tecido hospedeiro;
- modificações no material, por exemplo: desgaste, corrosão ou degradação;
- respostas localizadas no organismo, por exemplo: reação inflamatória na região do implante;
- efeitos sistêmicos no organismo (ZAVAGLIA, 1993).

A presença de um material estranho no corpo humano pode ocasionar dois tipos de reações no organismo, isto é, local e sistêmico. Na região próxima ao implante, o organismo reage ao material estranho desenvolvendo um tecido fibroso, pouco vascularizado, o qual tende a encapsular o material e separá-lo do tecido vivo. O biomaterial considerado ideal para implantes seria aquele que realmente se integrasse ao tecido humano, sem que ocorra a formação dessa interface fibrosa (MCNAMARA & WILLIAMS, 1981). Através da análise histológica dos tecidos ao redor dos implantes, podemos encontrar um infiltrado inflamatório de menor ou maior intensidade, com a presença de macrófagos e até células gigantes, que podem acarretar inclusive na reabsorção óssea e afrouxamento do implante (COHEN, 1983).

Os efeitos sistêmicos causados pela introdução de um material estranho no corpo humano podem ser: bacteriológico, imunológico, metabólico e carcinogênico (BLACK, 1984). Não se tem muitos estudos a respeito da ocorrência de câncer após uma implantação de um biomaterial. Porém, estudos em animais revelaram algumas possibilidades da ocorrência de carcinogênese química pela liberação de íons metálicos, como níquel, cobalto e cromo, utilizado em dispositivos que entram em contacto com o sangue (IARC, 1989).

Do ponto de vista metabólico os metais podem ser classificados como: fisiológicos, por exemplo, Na, K e Ca; essenciais, por exemplo, Co e Cu; tóxicos, por exemplo, Pb e Cd e neutros, por exemplo, Ti (BLACK, 1984). A introdução de implantes no corpo humano pode ativar o sistema imunológico, produzindo reações sistêmicas como asma, urticária e fenômenos de hipersensibilidade a um determinado metal, que podem levar à necrose tecidual por trombose vascular. A presença de alguns elementos metálicos proveniente de implantes também pode interferir na resposta do organismo vivo, ao ataque bacteriano, aumentando ou diminuindo a sua resistência à infecção por bactérias. Experiências em animais, com implantes em ligas Cr-Co e aço inoxidável (série 18-8), mostraram que o cromo, aumenta essa susceptibilidade (SMITH, 1982).

Para que um implante seja um sucesso, não pode sob nenhuma condição causar dor, infecção, alteração de sensibilidade nervosa (disestesia), reabsorção óssea, desconforto ou mesmo efeitos psicológicos ao paciente. Com a interação do metal com o meio fisiológico pode ocorrer a liberação de partículas oriundas de corrosão, dissolução e desgaste, além disto, também pode ocorrer liberação de partículas da camada de revestimento por cisalhamento. Para diminuir a interação metal-meio fisiológico, tem-se depositado uma camada de material inorgânico, por exemplo, hidroxiapatita, cuja estrutura se assemelha à parte mineral do osso (SMITH, 1993).

2.1.2 - BIOFUNCIONALIDADE

Biofuncionalidade é um conjunto de propriedades que deve estar presente em um dispositivo para que esse possa desenvolver a função desejada ((BOSCHI, 1996). Ela está relacionada com as propriedades mecânicas, físicas, químicas e biológicas que permitem ao implante o desempenho de sua função. É a propriedade que o material apresenta de resistir às solicitações mecânicas nos tecidos biológicos (BLACK, 1992).

Não se pode deixar de considerar as transmissões de cargas *versus* distribuições das tensões, tamanho, forma, módulo de elasticidade, rigidez, resistência à corrosão, articulações, regeneração e aplicação de estímulos elétricos. Também não se pode desconsiderar as vantagens e as desvantagens que são inerentes à seleção dos materiais nas aplicações específicas e a interação do material com os processos biológicos dos locais destinados. Por exemplo, a força provocada em uma prótese coxofemoral, quando um paciente fica na ponta do pé, é de aproximadamente 250 kgf (1 Kgf = 9,806 N) (BLACK, 1988). Na área da odontologia as variações individuais são muito grandes, em geral, a força da mordida dos homens é maior do que a das mulheres, assim como a dos jovens é maior em relação às crianças. Na região

molar pode variar de 41 a 91 kgf, na área pré-molar de 23 a 46 kgf, por isso considera-se um valor médio da força da mordida de 77kgf [(PHILLIPS, 1978) e (OKESON, 1992)]. Por isso faz-se necessário a escolha do material com resistência às tensões mecânicas, à corrosão e ausência de fadiga, que poderia provocar a fratura do material (BLACK, 1988).

2.2 - TECIDO ÓSSEO

A histologia aplicada ao estudo dos implantes faz-se necessária, pois engloba o conhecimento de células e dos tecidos que estarão envolvidos no contacto com o biomaterial. O tecido ósseo é um dos mais resistentes e rígidos elementos estruturais do organismo humano e a fonte mineral endógena mais importante. Ele é formado por células e um material intercelular calcificado, a matriz óssea. Essas células são compreendidas em:

- osteoblastos - produtores da parte orgânica (colágeno e proteoglicanas) da matriz óssea;
- osteócitos - situam-se em cavidades ou lacunas no interior da matriz;
- osteoclastos - células gigantes multinucleadas, aparecem nas superfícies ósseas quando ocorre reabsorção do tecido (JUNQUEIRA & CARNEIRO, 1979).

O conhecimento do tecido ósseo é de vital importância na odontologia porque tanto os dentes como o tecido mole gengival estão em relação direta com este tecido, e é ele que será o sítio de maior importância no emprego dos implantes (DEBONI, 1995). Deve ser recordado que, em condições normais, o tecido ósseo do processo alveolar participa da articulação dentária através do ligamento periodontal. Ou seja, o periodonto, constituído pelo cemento radicular, o ligamento periodontal e a lâmina dura, constituem uma tríade funcional para que os dentes mantenham sua articulação (MORAES, 1989).

Entre os mamíferos, especialmente na espécie humana, é conhecido que o dente, além de manter-se isolado do osso, mantém sua articulação ao longo de toda a superfície radicular através do ligamento periodontal. Para tanto, obviamente, o osso não se mantém apenas na base e sim forma uma "loja" para a raiz dentária denominada de alvéolo. É importante lembrar que, mesmo nos dentes com mais de uma raiz, existe um alvéolo para cada raiz (SERSON, 1989).

Se por um lado a fisiologia do tecido ósseo está subordinada a condições sistêmicas (hormonal, nutricional) e suscetível a inúmeras patologias, por exemplo inflamação ou neoplasia: por outro lado, apresenta a propriedade de ser "modulável" por mecanismos biomecânicos mesmo em condições de plena saúde do indivíduo. Um exemplo marcante desta modulação biomecânica em odontologia é a ortodontia e na medicina a ortopedia funcional. Assim, quando a carga mastigatória (pressão) aplicada a um dente for diretamente transmitida à base óssea, além da faixa de força fisiológica o osso tenderá a ser reabsorvido (MORAES, 1989).

De maneira simplista, entende-se que na ortodontia se aplicam forças superiores à da mastigação com a finalidade de, sem romper as fibras periodontais, se gerarem áreas de pressão, que serão reabsorvidas, e de tração, que serão fortalecidas, de acordo com o movimento pretendido e assim, intermitentemente, atingir-se a aspiração clínica exclusivamente pela modulação óssea (MORAES, 1989).

Na implantodontia deve-se compatibilizar os conceitos biológicos acima mencionados e suas limitações vinculadas à inexistência de um ligamento periodontal, isto é, conversor de pressão em tração sobre o osso de suporte. Neste ponto, deve-se enfatizar que o tecido fibroso que se forma entre o implante e o osso não é um ligamento, pois não há qualquer inserção das fibras no implante, qualquer que seja o tipo ou a composição. O osso, o qual é substituído ou é escorado pelo implante, é um material conjugado, complexo e de propriedades muito anisotrópicas. O osso é constituído por fases inorgânica, orgânica e água. A fase inorgânica

compreende principalmente de cálcio seguido de fósforo e em menor quantidade carbonetos, magnésio, sódio, cloretos, potássio, e fluoretos; composição em média de 60% em peso da matriz óssea. A fase orgânica é compreendida principalmente de colágeno (95%) seguida por proteínas e mucopolissacarídeos ácidos e neutros; composição em torno de 25% em peso da matriz óssea. A última parte é compreendida por 15% em peso de água (LeGEROS, 1991). O cálcio e o fósforo da parte inorgânica formam cristais que por estudos realizados através da difração de raios-X mostraram ter a estrutura da hidroxiapatita, com a composição de $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ (JUNQUEIRA & CARNEIRO, 1979).

A resistência à compressão do osso do fêmur é em torno de 140 MPa que é bem inferior a maioria dos metais empregados em implantes. O osso possui características visco-elásticas; conseqüentemente, as propriedades mecânicas são fortemente relacionadas com a taxa de aplicação da carga. O osso é altamente sensível à velocidade de aplicação da carga, podendo fraturar repentinamente se esta for elevada. Por outro lado, o osso tem a características de ser auto-reparável, pelo fato de ser um tecido vivo (HOMSY, 1973). As tensões nos ossos obtidas em ensaios mecânicos *in vitro* não podem ser transferidas para a clínica, pois elas são atenuadas ou reforçadas pela ação dos músculos. As tensões nos ossos vivos não são facilmente medidas, pois o uso de extensômetro necessita de adesivo que pode causar dano teciduais, e assim, provavelmente alterando o campo de tensões no local (SCHROEDER et al., 1994). Na tabela 2.5.1.6 podem ser observados alguns dados referentes às propriedades mecânicas do osso cortical [(LEREIM, 1988) e (ZAVAGLIA, 1993)].

Tabela 2.5.1.6 - Propriedades mecânicas do osso cortical

RESISTÊNCIA MECÂNICA	
MODO DE CARREGAMENTO	(MPa)
Longitudinal	
Tração	133
Compressão	193
Cisalhamento	68
Transversal	
Tração	51
Compressão	133
MÓDULOS Elasticidade	(GPa)
Longitudinal	17,0
Transversal	11,5
Cisalhamento	3,3

Fonte: LEREIM, 1988 e ZAVAGLIA, 1993

2.3 - IMPLANTES ODONTOLÓGICOS

O homem vem tentando, desde a antigüidade, mudar sua aparência por problemas funcionais ou estéticos. Essa mudança deve seguir os padrões convencionais de local e costumes contemporaneamente. Uma das primeiras tentativas para alterar ou recuperar a aparência foi a substituição de dentes perdidos causados por doenças e traumas. Substituir o dente perdido por um implante é um desejo do homem que data desde a era pré-colombiana, onde foi encontrado o crânio Mayan que continha uma pedra negra dentro de um alvéolo no lugar do incisivo lateral esquerdo inferior (CUTRIGHT, 1983).

Implante é um dispositivo médico feito de um ou mais biomateriais que é intencionalmente inserido, total ou parcialmente, no corpo de um ser vivo; este biomaterial deve ser colocado abaixo da superfície epitelial (WILLIAMS, 1987). O implante dentário deve ser confeccionado de maneira a possuir forma que permita o íntimo contacto entre o tecido ósseo dos maxilares e a superfície microporosa do implante. O organismo deve aceitar o biomaterial para que passe a formar parte estável e permanente dos maxilares, em condições de cumprir as funções de suporte dentário (SCHROEDER et al., 1994). Implantes dentais, geralmente, são metálicos por possuírem propriedades mecânicas, limite de elasticidade, ductibilidade, resistência à fratura, fadiga à tenacidade e resistência à corrosão. Por isso, neste tipo de aplicação usa-se muito o titânio puro e suas ligas (POHLER, 1986).

O fenômeno da osteointegração foi descoberto casualmente em trabalhos clínicos e experimentais com cilindros de titânio na Suécia pelo professor Per-Ingvar Branemark. Esse conceito foi emitido pelo autor enquanto estudava a micro-circulação. Diferentemente do que até então se aceitava, os implantes apresentavam interface entre o osso e a peça implantada. Essa descoberta tem beneficiado clinicamente pacientes que sofreram perda de dentes e aos pesquisadores na área de biomateriais. As pesquisas nessa área devem ter como objetivo o bom desempenho da funcionalidade biomecânica e a interface osso/implante (CARR et al., 1997).

A osteointegração é um conceito biológico fundamentado na conexão estrutural direta e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante o qual estará suportando cargas. Ela trata da incorporação de um componente metálico dentro de um osso vivo, isto é, um mecanismo de fixação (BRANEMARK, et al., 1985). Acredita-se que o sucesso do implante osseointegrado se deva ao fato de seu formato ou *design* (espirais) possibilitar uma maior fixação do implante e uma maior osteointegração. Em 1986, a Academia Americana de Implantes Dentais definiu dois tipos de implantes endo-ósseos. Primeiro, o convencional, onde ocorre o contacto entre o osso e o implante por meio da interposição de fibras colágenas densas e saudáveis. E o outro é do tipo osteointegrado, em que a união osso-dente não tem nenhum tecido fibroso interposto. No segundo caso, a transmissão das cargas mastigatórias é

transmitida diretamente para o tecido ósseo que circunda o implante (TORTAMANO NETO, 1992).

Implantação é um procedimento cirúrgico, no qual substituímos o dente natural por um órgão análogo, o qual deve devolver a forma e a função do elemento natural e ser constituído por elementos inertes e bem tolerados pelo organismo. Esses elementos não vivos, não biológicos, alheios ao corpo humano e geralmente metálicos, são denominados aloplásticos. Atualmente, constitui um método terapêutico auxiliar na reabilitação bucal e, na grande maioria dos casos, pode ser realizada no próprio consultório (SERSON, 1989).

Os implantes aloplásticos constituídos de biomateriais quando inseridos no corpo humano não devem desenvolver alterações sob o ponto de vista imunológico. Segundo a anatomia da região a ser implantada e a quantidade óssea disponível, podemos classificar os implantes aloplásticos bucais com finalidade protética em:

1 - Implantes subperiósticos ou justa -ósseos - não penetram na intimidade do tecido ósseo, mantendo, apenas, uma relação de contacto e justaposição. São empregados nos casos em que as condições ósseas são desfavoráveis, isto é, existem grandes reabsorções, exatamente o contrário das circunstâncias nas quais podemos introduzir implantes intra-ósseos (CESCHIN, 1984).

2 - Implantes endósteos ou intra -ósseos - introduzidos dentro da estrutura óssea. Esse tipo de implante vem demonstrando a formação de tecido conjuntivo que quando interposto entre a peça e o tecido ósseo venha desempenhar função semelhante à do ligamento periodontal dos dentes naturais (TORTAMANO NETO, 1992). Existem em vários tipos, formato e materiais, cada qual utilizando técnicas diferentes para a sua introdução e estabilidade (CESCHIN, 1984).

Um número grande de metais e ligas foram testados para serem usados como implantes, tais como Al, Cu, Zn, Fe, Ag, Ni, Mg e aço carbono mas todos foram considerados muito reativos no corpo humano e além disso impróprios para esse tipo de aplicação. Os biomateriais

metálicos usados como implantes devem possuir boa resistência à corrosão e serem aceitos pelos tecidos vivos. Esses metais estão compreendidos em três grupos, isto é, ligas de Fe-Cr-Ni, ligas Cr-Co e Ti e suas ligas. Existem outros metais usados como biomateriais mas não como implantes, por exemplo o tântalo usado em aplicações cirúrgicas e metais preciosos usados como eletrodos (GOTMAN, 1997).

2.3.1 - IMPLANTE PARAFUSO

O implante osteointegrado é aquele que possui uma ligação direta entre o osso vivo e o implante. Esta fixação deve suportar as cargas exigidas e necessárias ao funcionamento (WORTHINGTON et al., 1995). Estes implantes são intra-ósseos, isto é, de profundidade. Existem diferentes tipos e todos confeccionados em titânio e ligas de titânio, apresentando como característica básica uma haste cônica ou cilíndrica envolta por espirais. Sua maior utilização se dá nos casos unitários imediatos, ou seja, remoção da raiz dentária e inserção do implante utilizando-se o próprio alvéolo como loja cirúrgica. Na realidade, trata-se da substituição de uma raiz natural, por outra artificial, metálica, cuja base ficará exteriorizada para receber uma coroa a ela cimentada, sem necessidade do envolvimento dos dentes adjacentes conforme mostra a figura 2.3.1.1 (BEUMER III & LEWIS, 1993).

Após alguns anos de pesquisa, inicialmente em cães e depois em humanos, desenvolveu-se a forma de parafuso. Esta forma possibilita um aumento significativo na superfície das áreas de contacto entre o osso e o parafuso do implante. Além disso, a forma de parafuso distribui amplamente as cargas oclusais no osso envolvido, evitando a concentração de tensão em localizações indesejáveis. As extremidades das roscas do parafuso são arredondadas, para evitar a concentração de tensão nestes pontos (SERSON, 1989). O padrão de tensão, observado com a aplicação de uma carga apical de 18 Kgf, indica que o parafuso do implante

"Branemark" distribui amplamente as tensões e, aparentemente, de uma forma biologicamente aceitável. A figura 2.3.1.2 apresenta o parafuso do implante "Branemark" (BEUMER III & LEWIS, 1993).



Figura 2.3.1.1 - Componente externo (coroa) conectada aos parafusos de fixação.

Fonte: BEUMER III & LEWIS, 1993.



Figura 2.3.1.2 - Implante parafuso de titânio "Branemark".

Fonte: BEUMER III & LEWIS, 1993.

Na figura 2.3.1.3 está apresentado o implante "Branemark" no qual os cilíndricos pilares unem-se ao parafuso do implante e penetram na mucosa bucal (BEUMER III & LEWIS, 1993). Esses implantes, geralmente, são produzidos com comprimento de 3 a 10 mm, para se acomodarem a variada espessura mucoperiostal. O cilindro pilar é uma superfície construída de titânio puro.

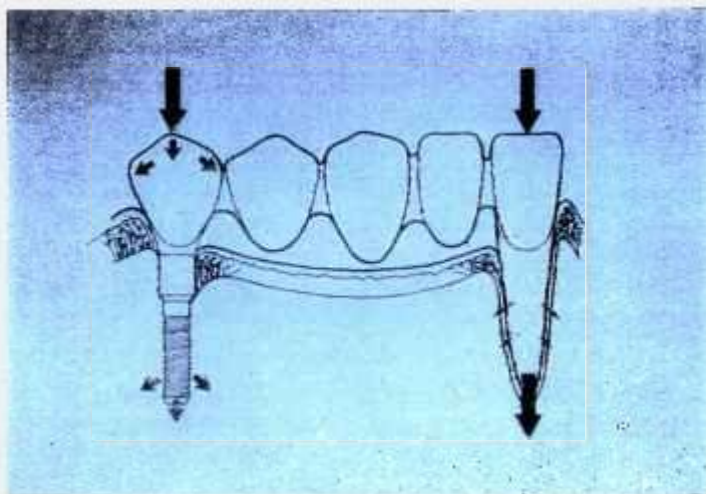


Figura 2.3.1.3 - Representação do implante "Branemark" implante parafuso colocado na mucosa bucal.

Fonte: BEUMER III & LEWIS, 1993.

Para se conseguir melhores resultados, a superfície do parafuso do implante deve estar livre de contaminantes indesejáveis. A manipulação do implante deve ser cuidadosa durante a colocação, para assegurar resultados consistentes. Tem sido observado que contaminantes específicos de superfícies podem prejudicar a reparação inicial e comprometer o grau de osteointegração entre o osso e o parafuso do implante (SERSON, 1989).

Os implantes de parafusos podem ser utilizados, também, como elemento de prótese fixa implanto-suportada e em alvéolos cicatrizados, com locupletação óssea completa que não tenham sofrido grande reabsorção, apresentando disponibilidade que comporte seu diâmetro. Todos os parafusos são auto-rosqueantes, devendo apresentar-se firmes e com estabilidade logo após sua colocação. O implante é constituído de três partes:

- 1) a ponta que orienta sua penetração;

2) o corpo, que é a porção intermediária, onde se situam as espirais;

3) a base, cabeça ou pilar, que é a porção final do corpo, geralmente quadrada ou retangular com dupla função: a de receber os instrumentos próprios para sua introdução e a de receber a prótese após sua colocação, uma vez que ficará exteriorizada para o meio bucal (SERSON, 1989).

Os procedimentos cirúrgicos para a implantação odontológica deve seguir padrões e princípios fundamentais rigorosos, pois a qualidade da atuação cirúrgica no tecido ósseo pode influenciar a osteointegração. O preparo do tecido ósseo inclui, de maneira geral, a perfuração deste por meio de brocas apropriadas e calibradas para os parafusos a serem implantados. A escolha dos parafusos deve ser criteriosa quanto ao seu diâmetro e profundidade. Esta escolha passa por uma avaliação detalhada e precisa por meio de radiografia do tecido ósseo que irá receber o implante. Na figura 2.3.1.4 apresenta o conjunto de implantes de vários comprimentos e instrumentos próprios constituído de brocas, tarraxas e chaves de aplicação (SERSON, 1989).

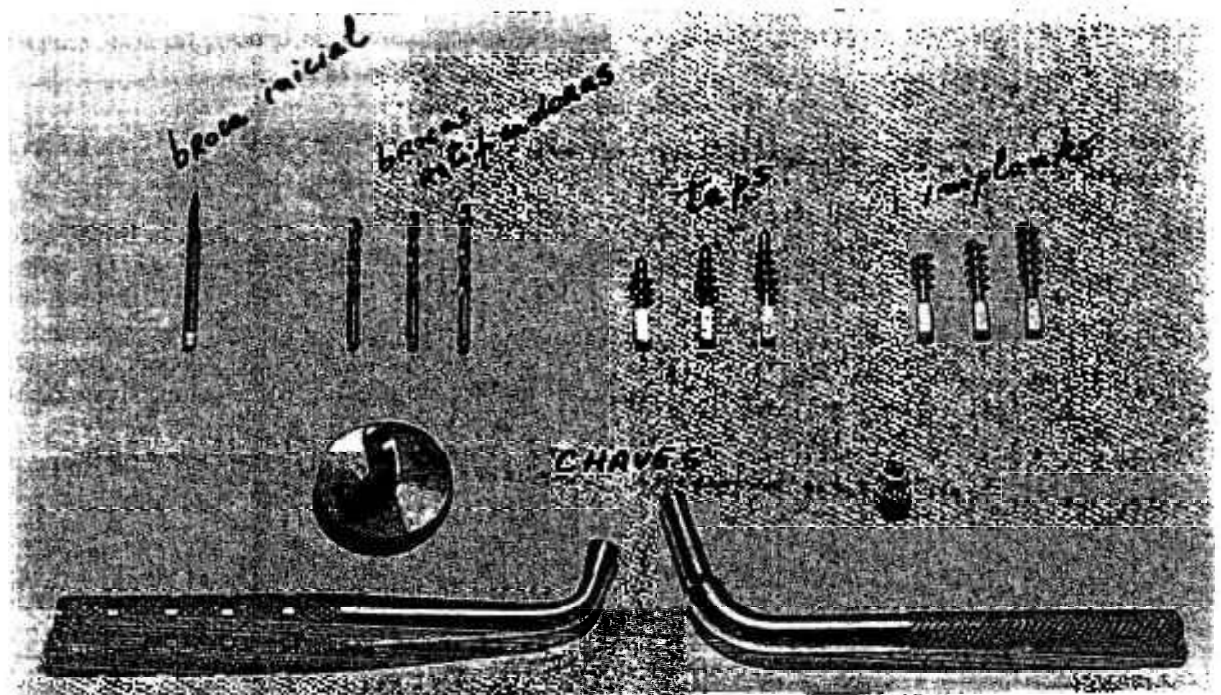


Figura 2.3.1.4. - Conjunto de Tramonte.

Fonte: SERSON, 1989.

Durante a cirurgia, as temperaturas do osso acima de 47°C induzem a uma reparação prejudicada e maior probabilidade de formação de uma interface de tecido conjuntivo entre o parafuso do implante e o osso. Na figura 2.3.1.5 o local do implante está sendo perfurado para receber um implante. O instrumento de rotação está programado para não exceder 15 rotações por minutos (BEUMER III & LEWIS, 1993).



Figura 2.3.1.5 - Local do implante onde está sendo perfurado para receber um implante parafuso.

Fonte: BEUMER III & LEWIS, 1993.

A carga prematura sobre um implante pode resultar em mobilidade indesejável do parafuso do implante, prejudicando os mecanismos de reparo ósseo na interface osso-implante e resultando, em encapsulamento do parafuso do implante por tecido conjuntivo fibroso. Além disso, deve ser permitido tempo suficiente para a reparação e o crescimento ósseo contra a micro-arquitetura da superfície do implante. Na mandíbula, é preciso um mínimo de quatro meses, enquanto que na maxila é necessário um mínimo de seis meses. São necessários exames regulares de acompanhamento, a fim de serem descobertas e tratadas as exposições prematuras dos parafusos do implante através da mucosa bucal. Se os procedimentos prescritos não forem seguidos cuidadosamente, desenvolve-se uma interface de tecido fibroso conforme a figura 2.3.1.6, ao invés de um contacto direto entre o osso e as superfícies do implante, conforme mostra a figura 2.3.1.7 (BEUMER III & LEWIS, 1993).

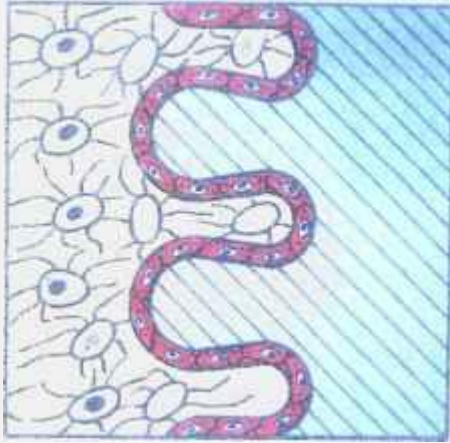


Figura 2.3.1.6 - Desenvolvimento de uma interface do tecido fibroso.

Fonte: BEUMER III & LEWIS, 1993

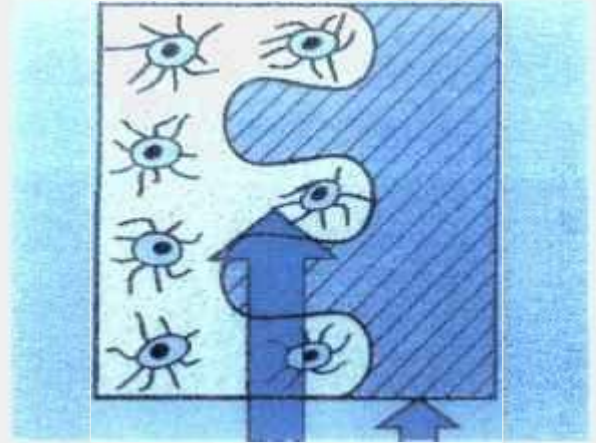


Figura 2.3.1.7 - Interface sem a formação de tecido fibroso.

Fonte: BEUMER III & LEWIS, 1993

2.4 - INTERFACE TECIDO/IMPLANTE

A interface é o local onde ocorre uma resposta localizada dos tecidos ao implante e que está intimamente relacionada com a toxicidade dos materiais. Nessa interface, tecido hospedeiro/implante ocorre a resposta biológica, que depende do local de implantação e das propriedades superficiais do implante. O que acontece nesta interface é de grande interesse em implantologia, pois é ela que determinará o sucesso do implante (GOTMAN, 1997).

Considerando que a biocompatibilidade é uma decorrência das interações tecido/material, a tabela 2.4 apresenta algumas das variáveis que afetam essa característica (HENCH & WILSON, 1993). Se o material implantado não for tóxico e for biologicamente inativo, haverá a formação de uma cápsula de tecido fibroso ao redor do implante, com espessura variável; se o material implantado não for tóxico e for biologicamente ativo ocorrerá ligações que interligam

a interface de tecido adjacente/implante; se o material de implante não for tóxico e se dissolve, o tecido adjacente o substitui.

Tabela 2.4 - Alguns fatores que afetam as interações tecido/implante.

TECIDO	IMPLANTE
Tipo de tecido	Composição do implante
Saúde do tecido	Fases presentes no implante
Idade do tecido	Contorno de grão
Circulação sanguínea no tecido	Morfologia da superfície
Circulação sanguínea na interface	Porosidade da superfície
Movimento na interface	Reações químicas
Proximidade (folga)	Proximidade (folga)
Carga mecânica	Carga mecânica

Fonte: HENCH & WILSON, 1993

Em odontologia o termo mais usado é a osteointegração, que implica numa adaptação do osso ao implante na forma de raiz ou ligações de fibra-óssea (MEFFERT, 1992). As células epiteliais, em contacto íntimo com os implantes dentais, aderem a estas superfícies, formando uma lâmina basal. Se o implante penetra em uma camada de mucosa queratinizada com fibras colágenas bem organizadas ocorre a formação de uma rede ao redor do implante e trazem o epitélio da mucosa bucal em íntimo contacto com a superfície do implante, permitindo a formação de um pseudo-epitélio juncional (BRANEMARK et al., 1985).

A histologia dentro da implantodontia deve compreender o conhecimento da biocompatibilidade, do tecido ósseo e da interface. Os dois primeiros já foram fundamentados teoricamente neste trabalho. A histologia na odontologia deve considerar primeiramente o conhecimento da interface entre o dente e a gengiva marginal. A vertente dentária da gengiva marginal apresenta dois locais bem distintos; o da parede do sulco gengival, que não mantém nenhum contacto com o dente e o do epitélio juncional que está intimamente aderido à superfície dentária (MORAES, 1989).

O sulco gengival ocorre no dente ou no implante tornando semelhante sua histofuncionalidade. Este epitélio possui a importante função de aderir à superfície dentária, isolando o meio bucal, que é séptico (contaminado), do meio interno, que deve ser asséptico (não contaminado). Observando-se a extensão do epitélio ao material junto ao dente, nota-se que sua extremidade apical está parada exatamente no ponto em que estão inseridas no cimento as primeiras fibras colágenas do periodonto. Ou seja, esta inserção de fibras na superfície radicular é que estabelece o ponto terminal da migração apical do epitélio juncional. Prova deste evento são as inflamações que, ao promoverem a destruição dessas fibras, favorecem a proliferação apical do epitélio juncional, que fica mais longo e aderido, ou desencadeia a formação da bolsa periodontal. É, portanto, inquestionável que o processo inflamatório do conjuntivo subjacente facilite a proliferação epitelial, bem como a reabsorção óssea alveolar (SERSON, 1989).

A fibrose existente entre o implante e o tecido ósseo pode oferecer um caráter amortecedor de forças, mas não a desejada inserção que converteria forças-pressão em tração. E fica mais fácil entender, quando ocorre um processo inflamatório peri-implante, o porque de uma migração epitelial mais rápida e profunda. O tecido conjuntivo fibroso que se forma entre o implante e o osso pode apresentar duas situações principais. A primeira é que quanto mais delgada for a sua espessura do tecido conjuntivo fibroso menor será a incidência de força sobre a região óssea e vice-versa. A segunda é que quase todas as fibras colagênicas formadas se dispõem paralelamente ao implante, quando o ideal seria conseguir que ficassem horizontais ou como uma rede. Não se deve esquecer ainda que esse tecido fibroso, sendo do tipo cicatricial, à semelhança de toda cicatriz, apresenta alta necessidade metabólica, menor renovação e, portanto, é mais sensível às agressões patológicas (MORAES, 1989).

O local de implantação, de um material sintético circundado por tecidos vivos, é afetado devido ao procedimento cirúrgico e o reconhecimento desse material estranho ao organismo vivo. O foco dessa ação é a interação entre o material e o tecido vivo. A primeira interação

ocorre em escala molecular e envolve a adsorção, reação biomolecular, água e íons inorgânicos provenientes dos fluidos do organismo com o biomaterial. As condições de mudanças no tecido devido ao processo de reparação interface tecido/implante torna-se um sistema dinâmico mas irreversível no tempo e no espaço (KASEMO & LAUSMAA, 1994).

Com a implantação do material no corpo humano o implante fica em íntimo contacto com os vários tecidos do corpo. Por outro lado, os complexos fluidos contendo vários sais minerais, proteínas, carboidratos e lipídios, formam um conjunto altamente hostil aos materiais metálicos de implantes, pois estes são imersos por fluidos eletrolíticos tais como sangue, fluido sinovial quando for implante articular ou extra-celular. Assim que, um implante é colocado, as células adjacentes respondem à sua presença (BLACK, 1988).

Os fluidos do corpo humano, usualmente, consistem de uma solução de 1% de NaCl com outros sais e compostos orgânicos em menor quantidade, à temperatura corpórea (em torno de 37° C) e tais fluidos apresentam pH em torno de 7,4. No caso de cirurgia de implante, temporariamente, tal valor pode ser alterado. Logo após a cirurgia, ocorre na interface tecido adjacente/implante, fenômenos histoquímicos e biológicos com a rápida diminuição de pH; o restabelecimento da condição normal leva alguns dias. Caso ocorra alterações na drenagem da área com a formação de hematomas, o pH ácido será mantido por várias semanas, podendo chegar até pH 5. Pode ocorrer ainda uma infecção, o que representa uma solicitação ainda maior do implante, podendo chegar até o pH 3 conforme a figura 2.4.1 (PARK, 1980).

Fica evidente que há a necessidade de se ter um material para implante, no qual a variação do pH não afete adversamente o seu desempenho mecânico. Quando os tecidos são feridos ou destruídos, as células adjacentes reagem no sentido de repará-los. Uma reação imediata a qualquer ferimento é uma reação inflamatória aguda. Se o material implantado está na forma fluida ou de partículas, ele será fagocitado por macrófagos ou células gigantes na tentativa de serem removidas (PEREIRA & BOGLIOLO, 1993).

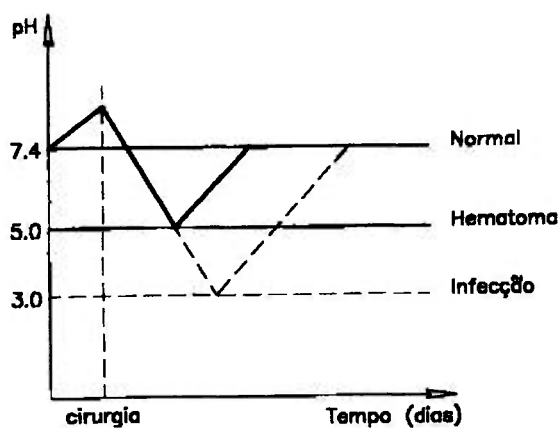


Figura 2.4.1 - Esquema da variação do pH nas áreas adjacentes ao implante.

Fonte: (PARK, 1980).

Uma reação, bem comum, do tecido é o aparecimento de leucócitos polimorfonucleares próximos ao implante, seguidos pelos macrófagos e pelas células gigantes na tentativa de envolver o corpo estranho. Porém, se o implante for inerte química e fisicamente ao tecido as células gigantes não irão se formar. Nesse caso, apenas uma fina camada de tecido fibroso é formada, encapsulando o implante. Se o implante irritar o tecido hospedeiro ocorrerá inflamação no local. Essa inflamação vai alterar o processo de reparação tecidual, formando uma reação granulomatosa de corpo estranho. Alguns implantes podem até causar necrose dos tecidos. O grau de reação dos tecidos ao implante depende, portanto, de alguns fatores, tais como: natureza física e química do implante, local de implantação e grau de trauma devido à implantação (ALBREKTSSON & ALBREKTSSON, 1988).

Para implantes endósteos a principal reação esta diretamente direcionada a interface do osso ao material, embora não se deva desconsiderar a reação com a mucosa no colo do implante. A figura 2.4.2 apresenta reações histológica na interface osso/implante para alguns materiais de implantes (SCHROEDER et al., 1994).

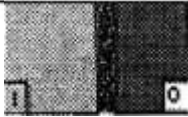
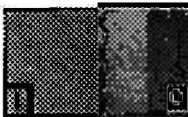
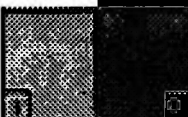
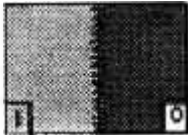
Material	Implante/Tecido	Histologia da interface	Osteogênese
Biotolerados Aço inoxidável, ligas de ouro e Cr-Co-Mo		Cápsula de tecido conjuntivo (cicatriz fibrosa), possível osteóide.	Distante
Bioinertes Titânio, tântalo, óxido de alumínio e cerâmica		Contacto entre osso e superfície do implante	De Contacto
Bioativos Biocerâmica, Apatita, hidroxiapatita		União química ao osso	União verdadeira
Bioinertes de estrutura osteotrópica Titânio com superfície áspera (revestida por biocerâmica de Ca e P)		União físico-química ao osso	Osteogênese

Figura 2.4.2 - Reações na interface osso/implante para alguns materiais de implantes.
[I = implante; O = osso]

Fonte: SCHROEDER et al., 1994.

Sempre que um material estranho é introduzido no organismo vivo, reações de rejeição podem ocorrer. Em implantes metálicos a rejeição pode ocorrer pela toxicidade devido aos produtos de corrosão (GOTMAN, 1997).

Na implantodontia o titânio é o material mais usado, sendo que já existem implantes de Ti-6Al-4V (VARGAS et al., 1992). A liga Ti-6Al-7Nb tem sido referenciada pela sua excelente biocompatibilidade em uso ortopédico, por isso esta sendo pesquisada para uso odontológico. O titânio parece possuir propriedades bioativas quando usadas na implantação, permitindo um contacto muito próximo entre o osso, as superfícies do metal e osteointegração ((RUPP et al., 1996). Existem duas interfaces distintas descritas em implantes metálicos com titânio. A primeira é a interface mucosa implante que está em contacto com tecidos moles. A segunda é a interface endóssea, no interior do osso que entra em contacto com o implante (BEUMER III & LEWIS, 1993).

O titânio e suas ligas estão sendo considerados excelentes para implantes por serem uns dos poucos materiais que não produzem uma barreira de tecido fibroso quando colocado em contacto com o osso saudável. Esses materiais tem permitido ao osso crescer tão próximos à superfície do implante, que acabam ficando em contacto direto com o osso, proporcionando assim, ao implante uma maior fixação. Esse processo nada mais é que a própria osteointegração. Em relação a interface osso/implante, as características procuradas são:

- apoio nas regiões de osso cortical mais espessos;
- manutenção da vascularização;
- forma adequada para melhorar a distribuição de tensões e fixação;
- não provocar reações adversas na interface (fibrose);
- adesão entre o implante e tecido-ósseo (fixação).

Os materiais metais puros geralmente provocam reações graves aos tecidos, o que pode estar relacionado com a sua grande energia livre, tendendo a abaixar esse nível de energia pela oxidação ou corrosão. A reação do organismo a um determinado metal, na forma de um implante sólido, pode ser diferente da reação a esse mesmo metal, na forma de pó. Muitas vezes o implante é tolerado na forma sólida e na forma de partículas apresenta extensa reação inflamatória (BELILES, 1984).

A resposta local do tecido/implante metálico está intimamente relacionada com a toxicidade e a quantidade de produtos de corrosão. No entanto, uma fibrose mínima é normalmente observada em torno dos implantes de ligas de (Ti); camadas fibrosas com até 2 mm de espessura são encontradas nos implantes de ligas Cr-Co e especialmente nos de aços inoxidáveis (GOTMAN, 1997). A presença de uma camada fibrosa inibe a firme união entre o implante e o tecido circundante prejudicando a fixação do implante (GOTMAN, 1997).

Os materiais cerâmicos testados com os tecidos foram: óxidos puros como o TiO_2 , Al_2O_3 , ZrO_2 , e $BaTiO_3$ e os cerâmicos multifásicos como $CaO-Al_2O_3$, $CaO-ZrO_2$ e $CaO-$

TiO₂. Esses materiais como também o carbono puro, apresentam mínima reação tecidual, com o aparecimento de uma fina camada de tecido fibroso, encapsulando o implante (PARK, 1980).

Os implantes revestidos por hidroxiapatita tem sido usados para demonstrar que a ligação direta com a superfície de hidroxiapatita efetua-se em menos de um mês após a cirurgia. Um estudo histológico, empregando implantes em cães no período de 10 meses, apresentou a formação de uma densa camada lamelar ao redor do implante revestido por hidroxiapatita; esta área formada foi em torno de 90% da superfície. Enquanto outros autores, relatam que implantes sem a camada de revestimento de hidroxiapatita possam mostrar uma porcentagem reduzida da superfície adaptada ao osso (MEFFERT et al., 1992).

Implantes revestidos possuem superfícies ásperas e porosas, aumentando as áreas de superfícies efetivas. Esse revestimento promove ancoragem anquilótica do implante ao osso (SCHROEDER et al., 1994).

2.5. - REQUISITOS DE MATERIAIS PARA IMPLANTES

Existem aspectos importantes que devem ser considerados na seleção de materiais para implantes (AMSTUTZ, 1973). Dentre esses destacam-se os seguintes:

- biofuncionalidade;
- biocompatibilidade;
- propriedades mecânicas;
- resistência à corrosão;
- manutenção das propriedades após a esterilização;
- processos de fabricação;

- tratamentos de superfície

Como as duas primeiras características já foram discutidas, serão comentadas a seguir os demais aspectos.

2.5.1 - PROPRIEDADES MECÂNICAS

As propriedades mecânicas mais importantes em biomateriais metálicos podem ser as resistências ao cisalhamento, à tração, à torção, à compressão, à flexão, limite de elasticidade, ductilidade, tenacidade à fratura e resistência à fadiga (BLACK, 1988). O grau de importância dessas propriedades está diretamente relacionado ao material e ao tipo de aplicação. Por exemplo, para um implante odontológico as propriedades mais importantes são resistência à fadiga porque durante a deglutição a força exercida pelos dentes está em torno de 30,5 kgf (9,806 N), isto representa 3,5 kgf a mais que a força de mastigação (OLIVERA, 1997); limite de elasticidade (módulo de Young) para escolher o material para implante com resistência compatível ao osso, conforme tabela 2.5.1. Esta tabela apresenta os módulos de elasticidades de diversos materiais usados em implantes cirúrgicos (ZAVAGLIA, 1993).

Os biomateriais metálicos são usados em prótese de válvulas cardíacas, implantes ortopédicos ou odontológicos onde faz-se necessário o uso de materiais que suportem altas cargas, isto é, resistência mecânica; os requerimentos funcionais são o limite de elasticidade, ductilidade, resistência à fadiga e a tenacidade à fratura. Esses requisitos não são tão solicitados como os encontrados em outras aplicações de biomateriais (PILLIAR, 1991).

Tabela 2.5.1 - Comparação entre os materiais utilizados em implantes e de alguns tecidos naturais

MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE (GPa)
Aço Inox 316L	200
Liga Cr-Co (fundida)	248
Titânio	110
Ti-6Al-4V	124
Al ₂ O ₃	365
ZrO ^{/1/}	138
ZrO ^{/2/}	205
Osso Cortical	3.8 - 11.7
Osso Esponjoso	0,7 - 4
Dentina	18.2
Esmalte Dentário	82.4

/1/ parcialmente estabilizada MgO

/2/ parcialmente estabilizada Y₂O₃

Fonte: ZAVAGLIA, 1993.

Uma estrutura elasticamente rígida é de pouca utilidade se ela se deforma plasticamente quando submetida a pequenas tensões. Por essa razão, é importante que o material tenha elevado limite de escoamento. Existe uma relação entre carga externa e deformação plástica-elástica interna dos materiais. Essa relação tem a finalidade de reduzir os fatores extrínsecos de tensão e de deformação, os quais estão associados com o comportamento estrutural do material. As curvas de tensão-deformação para os materiais tornam-se dados mecânicos fundamentais quando usados ao examinar a aplicabilidade de um determinado material (BLACK, 1988).

2.5.2 - TIPOS DE CORROSÃO

A corrosão é a instabilidade química ou estrutural de um material devido a sua interação com o meio que o ataca. Essas interações obedecem às leis fundamentais da química (VAN VLACK, 1988). É um processo natural, irreversível e espontâneo, que na maioria das vezes, ocorre sob condições não controláveis. Sendo a corrosão um processo espontâneo, está constantemente transformando os materiais de modo que sua durabilidade e desempenho deixam de satisfazer os fins a que se destinam (BRADASCHIA, 1971).

Em biomateriais a corrosão é um problema muito sério, principalmente, onde os fluidos do corpo humano, que entram em contacto direta ou indiretamente com os implantes metálicos, são extremamente corrosivos. Ao contrário da maioria das aplicações em engenharia, a importância da corrosão em implantes permanece, não pelo efeito que tem na integridade estrutural mas na liberação de produtos da corrosão no tecido em torno do implante. Os produtos liberados podem levar à rejeição do implante (GOTMAN, 1997).

A odontologia utiliza diferentes materiais metálicos em restaurações e obturações, bem como em implantes. Uma das condições fundamentais é de que eles resistam à ação corrosiva da saliva e de alimentos que podem ser alcalinos ou ácidos, bem como da temperatura em que são ingeridos. No caso de implantes esses devem resistir à ação conjunta do meio corrosivo e de solicitações mecânicas. A taxa de corrosão depende, principalmente das propriedades do filme passivo formado na superfície desses metais; sua proteção está relacionada com a habilidade de resistir à quebra desse filme e a capacidade de recuperá-lo, caso ocorra a sua ruptura [(GENTIL, 1987) e (ROSA, 1997)].

No caso de implantes metálicos, vários tipos de corrosão podem ocorrer. Esses tipos serão mencionados a seguir. Na figura 2.5.2 podem ser observadas as representações esquemáticas dos principais tipos de corrosão (BLACK, 1988).

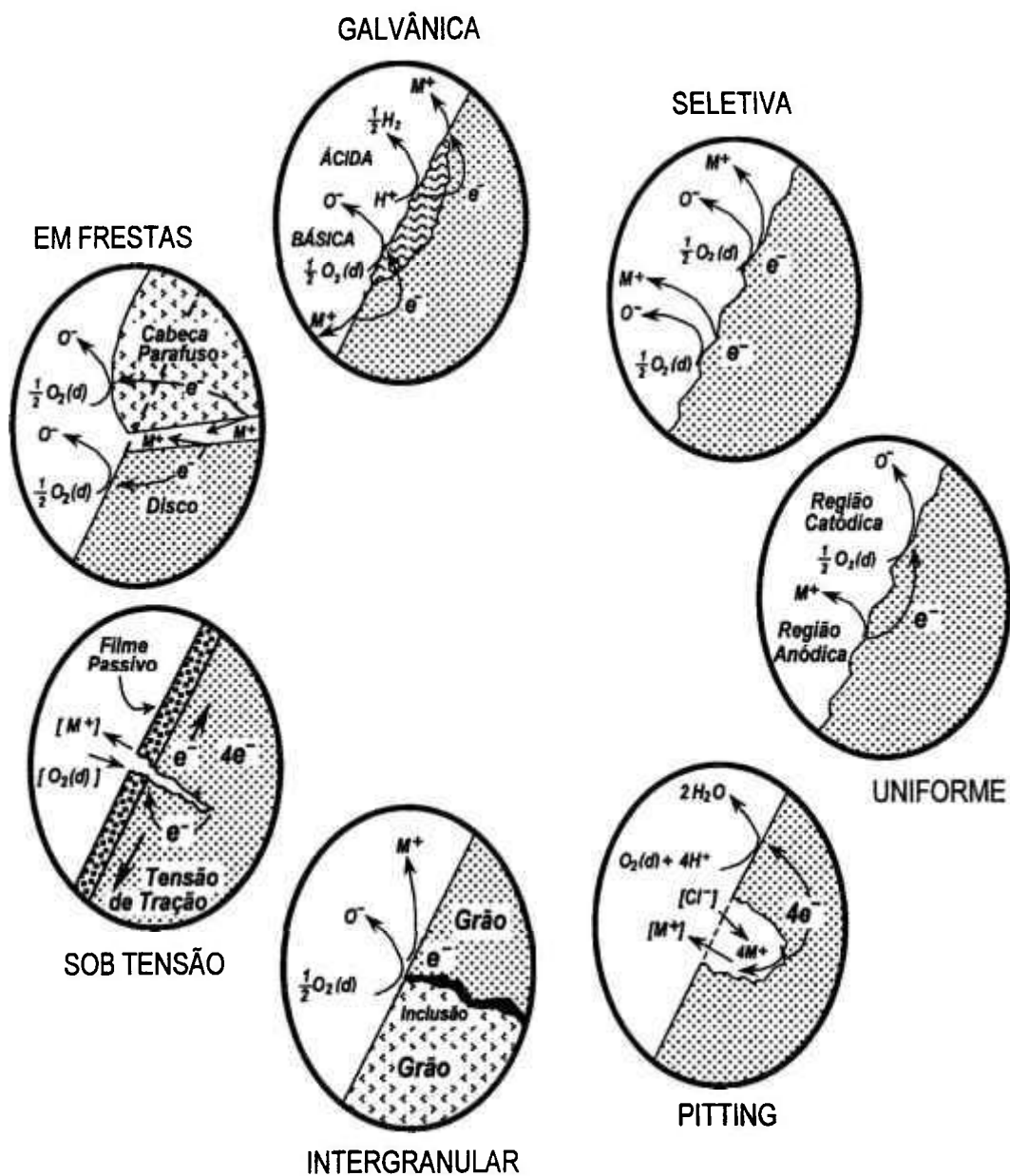


Figura 2.5.2 - Representação esquemática dos principais tipos de corrosão em implantes cirúrgicos.

Fonte: BLACK, 1988.

•corrosão galvânica - ocorre quando dois metais distintos e com diferentes ddp (diferença de potencial) estão em contacto e imersos numa mesma solução condutiva. Inicia-se então um fluxo de elétrons e há corrosão do metal mais ativo.

•corrosão uniforme - a corrosão se processa em toda a extensão da superfície, ocorrendo perda uniforme de espessura. É a forma mais comum de corrosão, na ausência de concentrações de equilíbrio dos íons constituintes na solução, ou de proteção catódica significativa, um ataque uniforme vai ocorrer com baixa taxa de remoção do metal no implante. As regiões anódicas e catódicas existem na superfície do implante, resultantes de pequenas variações locais na superfície e no meio ambiente.

•corrosão em frestas - ocorre na forma de ataque localizado mais intensamente em regiões de superposição total ou parcial de peças e em superfícies de contacto, porém sempre pressupondo a presença de um eletrólito. Nas frestas entre dois materiais metálicos dissimilares e imersos num eletrólito líquido, ao efeito galvânico é acrescido o ataque devido à corrosão em frestas.

•corrosão por *pitting* - é um tipo de corrosão onde se processa em pontos ou em pequenas áreas localizadas na superfície metálica produzindo *pitting*. *Pittings* são cavidades que apresentam o fundo em forma angulosa e profundidade geralmente maior que o seu diâmetro. Este tipo de corrosão ocorre mais frequentemente em meios onde contém cloretos, como o caso dos fluidos do corpo humano.

•corrosão intergranular - é um dos mais insidiosos tipos de destruição de certas ligas homogêneas ou heterogêneas. Esse tipo de corrosão se processa com fissuras entre os grãos e o conglomerado policristalino sofrendo desagregação de ordem local. As fissuras e os furos formados funcionam como entalhes e, portanto, muito grande é a diminuição da resistência mecânica e da ductilidade.

•corrosão seletiva - esse tipo de corrosão é uma consequência da corrosão intergranular; grãos metálicos ficam soltos na matriz metálica e dela se desprendem. Esse fenômeno é indesejável em biomateriais pois envolve a liberação de íons metálicos para os tecidos adjacentes e para a corrente sanguínea.

•corrosão por atrito - esse tipo de falha envolve desgaste mecânico aliado à corrosão. É um ataque acelerado, que experimenta uma peça metálica na superfície de contacto com outra peça metálica, isto é, elas deslizam-se uma em relação a outra, comumente em forma de

vibrações. Essa forma de corrosão é muito comum decorrente de defeitos de montagem ou de folgas; ocorrendo geralmente nos locais de união da peça.

•corrosão-sob-tensão - esse tipo de corrosão ocorre quando o metal é submetido simultaneamente à uma tensão mecânica. É uma das mais perigosas, porque se manifesta sem que externamente possam ser notados sinais evidentes de ataque, antes de ocorrer destruição total, precedida de fissuração intergranular. A diferença entre esse defeito e a corrosão por atrito, é que nesse caso a tensão não é cíclica.

2.5.3 - ESTERILIZAÇÃO

Todo material para implantação deve ser esterilizado antes do seu uso. A manutenção das propriedades após a esterilização é outra característica necessária para os materiais de implantes, pois essas propriedades não devem alterar a morfologia do material durante a etapa de esterilização (SHACKELFORD, 1990).

A esterilização pode ser realizada via temperatura, (esterilização seca ou a vapor), por produto químico (óxido de etileno) e por radiação γ (BLACK, 1992). Para os materiais metálicos e cerâmicos a esterilização não é problemática, pois esses materiais suportam a temperatura da esterilização a seco, que é o método mais simples e barato. A faixa de temperatura da esterilização a seco (160 a 190°C) está acima da temperatura de fusão ou amolecimento de muitos polímeros lineares (ZAVAGLIA, 1993).

Com a crescente utilização de materiais poliméricos na medicina, fez-se necessário a implantação do método de esterilização por radiação γ . A esterilização a vapor (autoclave) que ocorre sob alta pressão de vapor a temperatura mais baixas (120 a 135°C) para alguns polímeros, como o PVC, as poliamidas e o polietileno de baixa densidade, estão sujeitos ao

ataque de vapor d'água e não podem ser esterilizados por esse método. Os materiais poliméricos não podem ser esterilizados a seco devido à sua baixa resistência ao calor, pois este método ocorre sob altas temperaturas. Há opções de esterilização por produtos químicos, mas surgiu a preocupação com o meio ambiente, a saúde do trabalhador quando em contacto com estas substâncias e o seu uso em larga escala (PARK, 1988).

Com o desenvolvimento de materiais poliméricos resistentes à radiação, tem crescido consideravelmente o volume de materiais médicos esterilizados com irradiadores γ (gama). Este método permite aos materiais biomédicos que sejam manufaturados em meio não estéril depois podem ser acondicionados dentro de recipientes, tais como papelão, vidro ou mesmo plásticos e transportados por qualquer meio de transporte, antes de serem esterilizados. Após a esterilização não é necessário cuidados especiais desde que cada unidade do produto esteja selada dentro da própria embalagem (MARIANO & CAMPOS, 1992).

A fonte de radiação γ utilizada para a esterilização industrial é de ^{60}Co . Esse isótopo é adequado pois emite dois fótons de alta energia por desintegração (1,7 e 1,33 MeV) e possui uma meia vida de 5,27 anos (MARIANO & CAMPOS, 1992).

Esta radiação possui energia suficiente para matar os microorganismos, por exemplo as bactérias. Porém, esta energia não é suficiente para ativar elementos comuns, com isso torna-se impossível induzir radioatividade ou contaminação no produto esterilizado. A dose aplicada aos produtos pode variar com o tipo e a densidade do material a ser esterilizado, com o tamanho do *container* e outros parâmetros. Normalmente, a dose utilizada pode estar em torno de 104 Gy (Gray). Para que haja um controle efetivo da dose, faz-se necessário a dosimetria desse campo de radiação. Doses inferiores ao estipulado podem não ser eficazes, bem como doses muito superiores podem causar danos ao material, por exemplo alteração da microestrutura do material que está sendo irradiado (CUDA et al., 1989).

2.5.4 - PROCESSOS DE FABRICAÇÃO

Os implantes metálicos podem ser fabricados por usinagem, forjamento, fundição e metalurgia do pó. Os dois primeiros processos são os mais utilizados, provavelmente por serem métodos mais tradicionais. Antes de definir o processo de fabricação que será realizado, deve-se verificar qual o material que atende aos requisitos da aplicação. Esse material deve ser selecionado cuidadosamente para atender às particularidades impostas por uma aplicação específica (BARDES & KORB, 1980). Durante o processo de fabricação, do material, não deverá ocorrer mudanças de microestrutura ou alteração das propriedades do mesmo. Outros fatores que devem ser levados em consideração são o local e as funções do implante no corpo humano (POHLER, 1986).

2.5.5 - TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE

Os biomateriais podem ter suas superfícies modificadas através de técnicas tais como: aspersão térmica (*flame ou plasma spraying*), deposição física de vapor, deposição química de vapor, tratamento termoquímico (nitretação), eletrodeposição, anodização e fusão à laser ou feixe de elétrons (STREICHER et al., 1990). A finalidade desses tratamentos de superfícies pode ser o aumento das propriedades mecânicas superficiais, aumento da resistência à corrosão ou produção de uma superfície áspera (SCHROEDER et al., 1994). Nesta tese será centralizado o tratamento por aspersão térmica tendo como fonte de calor o *plasma* e o material depositado pó cerâmico, isto é, hidroxiapatita.

2.5.5.1 - Aspersão Térmica

Aspersão térmica é uma técnica de deposição de revestimento que teve início na primeira década do século XX e que atualmente está sendo muito difundida nos países tecnologicamente avançados e pouco conhecida no Brasil (SMITH & NOVAK, 1991).

O processo de aspersão térmica consiste no aquecimento de um material metálico ou não metálico que sob a forma atomizada de pequenas gotas é depositado sobre uma superfície previamente preparada (substrato). Inicialmente este material pode ser encontrado na forma de pó, fio ou vareta e será alimentado em uma pistola de aspersão que possui uma fonte de calor que depende do tipo de equipamento. Esta fonte de calor tem a função de fundir o material a ser depositado, cuja origem pode ser por combustão de gases, arco elétrico ou plasma. Os gases do plasma, ar comprimido ou os gases de combustão aceleram as partículas do material fundido e/ou semi-fundido contra a superfície do substrato. As partículas ao saírem da pistola irão atingir a superfície do substrato em um estado altamente energético, arrefecendo e aderindo a esta superfície formando o revestimento (LUTZ, 1993).

Devido à complexidade do processo de aspersão, existe um grande número de parâmetros de processamento, os quais precisam ser controlados para se obter os revestimentos com as propriedades desejadas e somente um número limitado destes podem ser controlados com exatidão. Os parâmetros podem ser analisados sob o ponto de vista do material a ser aspergido, do substrato e do equipamento de aspersão. Geralmente apenas as condições da natureza física do pó, do substrato e das variáveis do equipamento podem ser reguladas (LIMA, 1995).

O primeiro passo para se ter um revestimento de qualidade e reprodutibilidade por aspersão térmica está relacionada com o tipo de pó. Deve ser controlado o tamanho e a distribuição das partículas do pó. A distribuição de tamanhos das partículas deve ser o mais

homogêneo possível para que todas as partículas possam ter a mesma energia térmica para o seu aquecimento e fusão. Partículas muito pequenas tendem a serem lançadas na periferia da chama (zona de menor temperatura) ou a passarem muito rápido pela chama, dificultando o seu aquecimento. Enquanto que as partículas de tamanho grandes não fundem completamente durante o sua passagem pela chama. Partículas não fundidas, geralmente, não aderem ao substrato. Além disso, uma larga distribuição de tamanho de partículas acarreta numa camada depositada não uniforme o que dificultará a densificação e provocando aumento da porosidade. A fluidez do pó é determinada pelo tamanho e distribuição do tamanho de partículas; este é um fator importante na alimentação da pistola de aspersão (POECH et al., 1993).

A preparação do substrato é a etapa seguinte do revestimento na aspersão térmica. O jateamento abrasivo é um dos métodos de limpeza mais usado na aspersão térmica. Esse jateamento é usado para tornar, artificialmente, áspera a superfície do substrato e para melhorar a adesão do revestimento. As variáveis que mais influenciam este processo são o tamanho de partícula do material a ser pressurizado (sílica e alumina) e a velocidade de pressurização do gás utilizado, geralmente ar comprimido (YANKEE et al., 1992).

O pré-aquecimento do substrato deve ser realizado antes do início da deposição do revestimento e com a própria pistola de aspersão. Esta etapa deve ser considerada como auxílio da limpeza dos contaminantes da superfície, como água ou graxa que ainda não foram retirados totalmente pelo processo de limpeza, isto é, jateamento abrasivo. Outra finalidade do pré-aquecimento é a redução de tensões, pois gradientes de até 700 °C podem surgir no revestimento de espessura menor que um milímetro. O pré-aquecimento reduz este gradiente, diminuindo as tensões térmicas. Assim, as partículas incidentes não perdem suas energias tão rapidamente, evitando assim as trincas no revestimento e possam se acomodar melhor as irregularidades da superfície (LIMA, 1995).

Os revestimentos por aspersão térmica dependem da rápida solidificação das partículas incidentes. Nesta etapa as partículas fundidas e semi-fundidas atingem a superfície do substrato

se achatando, formando finas plaquetas (lamelas) que se conformam e aderem às irregularidades da superfície. A aderência das partículas no substrato é o próprio revestimento. As partículas fundidas, região central da chama (maior temperatura) e semi-fundidas atingem a superfície do substrato se achatam, deformando-se lateralmente e se conformando. Essas partículas ao saírem da pistola são aquecidas e após sua trajetória na chama se chocam contra o substrato com elevada energia cinética, térmica o que lhes proporcionam uma alta deformação plástica formando finas camadas de revestimento, esfriando rapidamente e solidificando. Sucessivas camadas são obtidas até a espessura desejada, isto é, dependendo da sua aplicação. A espessura da camada pode variar de poucos micrômetros a alguns milímetros e pode em casos especiais atingir a ordem de centímetros. As ligações entre a deposição por aspersão e o substrato devem ser mecânicas, metalúrgicas, químicas ou uma combinação delas (BERGMANN, 1990).

O processo de aderência do revestimento sobre o substrato pode ser de três mecanismos diferentes: mecânico, físico e químico (BERGMANN, 1990). Em alguns casos há a necessidade de um tratamento térmico adicional para aumentar a força de ligação por difusão ou reação química entre o material aspergido e o substrato. A densidade do material aspergido depende do tipo de material, o método e o procedimento de aspersão. Suas propriedades podem depender da densidade, da coesão das partículas depositadas, da adesão ao substrato e entre outros (VALERETO et al., 1997).

A maioria dos materiais metálicos, cerâmicos, poliméricos e compósitos podem ser depositados por vários processos de aspersão térmica. E existem vários processos de aspersão térmica, entre os quais se destacam oxi-acetileno (*flame-spray*), arco elétrico, detonação, *plasma-spray* e hipersônico (HVOF-*High-Velocity OxyFuel*). A principal característica dos processos de aspersão térmica é a origem da sua fonte de calor [(LUTZ, 1993) e (AWS, 1991)].

Plasma é definido como um gás parcialmente ionizado, constituído de partículas carregadas positivas e negativamente, em tal proporção que a carga total é igual a zero, e que apresenta um comportamento coletivo devido a interação eletromagnética entre as partículas carregadas. Para se produzir qualquer tipo de *plasma*, é importante que exista uma descarga ou fluxo de corrente elétrica, através de um meio gasoso, de modo que algumas partículas estejam ionizadas, e que exista um campo elétrico para direcionar as partículas carregadas de forma a se obter a corrente (RIOFANO, 1997).

Plasma-spray é o processo em que a sua fonte de calor tem origem na reação de gases altamente energéticos. É uma técnica na qual um arco elétrico de corrente contínua é formado entre dois eletrodos, enquanto que um fluxo de gases passa através desse arco. Um gás inerte, geralmente o argônio, mistura-se com o gás hidrogênio e esse fluxo passa através do espaço entre os eletrodos e é ionizado para formar um *plasma* (HERMAN, 1988). A figura 2.5.5.1 a seguir ilustra o esquema de funcionamento de uma pistola de aspersão térmica.

Em uma pistola *plasma* a temperatura pode atingir 15.000 °C. A temperatura do plasma diminui rapidamente em função da distância, por exemplo, dentro do arco são encontrados valores de 15.000 °C, enquanto que 60 mm fora do mesmo as temperaturas estão na faixa de 1.093 a 1.649 °C. A tecnologia do plasma geralmente usa os gases como Ar, N₂, H₂ ou mistura deles os quais serão levados ao estado plasma através de um arco elétrico. Este estado manifesta-se como um gás incandescente e freqüentemente é chamado de chama de plasma, tocha de plasma ou jato de plasma. O estado de plasma está sempre associado a altas temperaturas, dependendo do gás usado como plasma pode-se chegar a temperatura de até 22.000 °C (JANES, 1987).

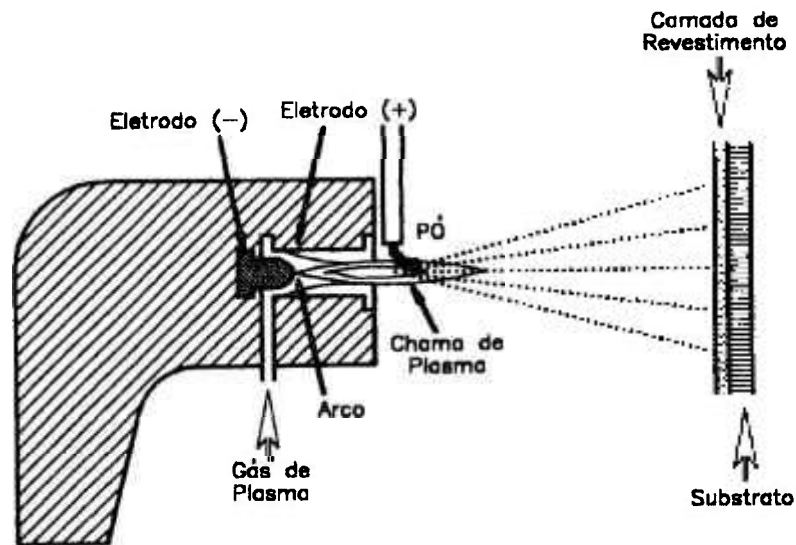


Figura 2.5.5.1 - Representação esquemática do processo de funcionamento de uma pistola de aspersão térmica por chama *plasma*.

Fonte: ZAVAGLIA, 1993

Entre os processos térmicos de revestimento, a de fonte por *plasma* tem um lugar de destaque. Por esse processo podem ser obtidos revestimentos com temperaturas acima de 30.000 °C o que em outros processos encontram limitações de emprego devido ao ponto de fusão elevado. Além disso, com a adequação de parâmetros operacionais, como distância e tempo de projeção, é possível obter um revestimento sobre os materiais com ponto de fusão inferior a 300 °C. Devido a sua versatilidade, esta técnica de deposição superficial encontra as mais variadas formas de aplicações podendo ser usada como barreira térmica, restauração dimensional, proteção contra o desgaste, proteção contra a corrosão, obtenção de superfícies com propriedades elétricas especiais, revestimentos lubrificantes, implantes médicos e revestimentos decorativos (BERGMANN, 1993).

Um pó metálico, cerâmico ou polimérico, suspenso num gás de arraste, é alimentado ao plasma depositando-se na superfície do substrato. Técnicas apropriadas de resfriamento mantém a superfície a ser revestida por volta de 100 a 150°C, embora a temperatura das partículas seja mais alta. A espessura das camadas depositadas varia normalmente entre 0,005 a 6,5 mm. A aplicação de uma camada relativamente fina, isto é, entre 0,2-0,4 mm de espessura

de um material cerâmico, por exemplo alumina (Al_2O_3), sobre uma superfície metálica, já é suficiente para alterar significativamente as suas resistências ao desgaste e à corrosão (VALERETO et al., 1997).

A técnica de aspersão térmica, com fonte de calor o *plasma*, ao ser usada para revestir um biomaterial metálico deve resultar num revestimento de espessura fina, por exemplo, em implantes odontológicos, geralmente está em torno de 20-30 μm (SCHROEDER et al., 1994).

As partículas de hidroxiapatita são fundidas e aderem-se ao metal. A alta taxa de fusão resulta em uma melhor aderência entre metal e hidroxiapatita. O sucesso no uso do revestimento da hidroxiapatita por *plasma-spray* em implantes de Ti e de suas ligas, requerem uma forte aderência da cerâmica ao metal (FILIAGGI, 1991).

Devido ao seu caracter relativamente descontínuo, essa região interfacial é muito complexa e não é apenas difícil de estudar, mas também exerce maior influência no comportamento dos materiais, determinando sua utilidade em várias aplicações. Os fatores que mais fortemente influenciam o comportamento mecânico do revestimento são: microestrutura, impurezas incorporadas e tensões internas. Todos esses dependem dos parâmetros de deposição [(TOYA, 1990) e (KINOLOCH, 1991)].

A adesão é uma propriedade macroscópica e microscópica que depende das interações ao longo da interface (ligações mecânicas, químicas) e tensões locais. O modo de fratura depende do tipo de tensão a que a região interfacial é submetida. Tensões típicas encontradas em amostras em serviço, podem ser resultantes de carregamento mecânico (tensão, cisalhamento e fadiga), variação térmica (ciclos de temperatura) e meio químico (corrosão). Logo, o modo de fratura pode ser determinado pelo meio, propriedades químicas, eletroquímicas, defeitos morfológicos da região interfacial e a forma como as tensões externas são aplicadas. O tipo de região interfacial formada durante a deposição depende da morfologia da superfície do

substrato, contaminação, interações químicas, energia necessária durante a formação da interface e o comportamento de nucleação dos grãos depositados (OHMORI, 1993).

A interface mecânica é caracterizada pelo entrelaçamento do filme cerâmico com a rugosidade de superfície do substrato metálico. A resistência dessa superfície dependerá das propriedades mecânicas dos materiais. Pode-se provocar rugosidade ou porosidade sobre a superfície metálica para aumentar o entrelaçamento interfacial (ALLEN, 1993). Deve-se levar em conta que a deposição de um filme sobre uma superfície rugosa, leva ao crescimento de um filme poroso, devido ao efeito de "sombra". Os fatores que mais fortemente influenciam o comportamento mecânico do revestimento são: microestrutura, impurezas incorporadas e tensões internas (VALERETO et al., 1997).

2.6 - MATERIAIS PARA IMPLANTES ODONTOLÓGICOS

Atualmente, estão sendo utilizados os mais variados materiais para se conseguir os melhores resultados nas peças implantadas, sejam endósteo ou subperiósteo. Os primeiros tipos de implantes utilizaram metais como o ouro, a prata e a platina. Essa escolha recaiu sobre materiais considerados metais nobres e por isso, acreditava-se que tais metais seriam melhor tolerados pelos tecidos vivos. Entretanto, o uso desses metais não obteve sucesso. Sabe-se que a maioria desses materiais, quando em contacto com os fluidos bucais e tissulares, podem provocar o aparecimento de corrente galvânica, devido a uma reação eletrolítica (MATSON, 1989). Esse fenômeno produz sais metálicos, ocasionando uma proliferação exagerada dos tecidos vizinhos e uma inibição na formação de tecido ósseo. Concomitantemente, ocorre no local uma reação imunológica. Dessa forma, os metais que se ionizam em contacto com os fluidos bucais levam o implante ao insucesso. Os metais relativamente inertes são bem tolerados pelos tecidos, pois possuem pouca capacidade de se ionizarem. Ligas metálicas de cromo,

cobalto e níquel e mesmo o metal puro tântalo têm produzido uma menor reação eletrolítica. O titânio, por sua vez, se mostra como um dos metais mais bem tolerados pelos tecidos bucais (MATSON, 1989).

Nos casos de inclusões de implantes ortopédicos, o metal fica totalmente imerso pelos tecidos, o que não ocorre nos implantes dentais. Nesses casos, uma parte do metal fica imersa em tecido e a outra exposta ao meio bucal, possibilitando uma maior facilidade para instalação de infecção. Admite-se que um implante bem colocado e imóvel pode provocar uma inflamação menor ou mesmo menor formação de bolsa periodontal (MATSON, 1989).

Ainda neste final de século XX, os biomateriais metálicos continuam sendo usados como implantes em locais onde há a necessidade de materiais com altas solicitações de cargas mecânicas. Na substituição de componentes estruturais do corpo humano por metal deve-se considerar a resistência à corrosão. Os metais mais utilizados pertencem a três grupos de ligas que são do tipo Cr-Co, aço inoxidável austenítico 316L e Ti ou suas ligas (GOTMAN, 1997).

Os metais mais utilizados são os aços inoxidáveis austeníticos (Fe-Cr-Ni) e que tem sido substituídos gradualmente pelas ligas de Cr-Co. Embora o titânio seja um elemento químico conhecido desde a antigüidade, só recentemente tem despertado interesse dos pesquisadores pelas suas propriedades; esse interesse se deve ao fato desse material possuir excelente resistência à corrosão na área biológica e biocompatível, isto é, inerte (VAN NOORT, 1987).

Os principais materiais utilizados em implantes odontológicos e que têm sido testados com sucesso em osseointegração são titânio, zircônio, nióbio e hidroxiapatita (NAERT et al., 1998). O titânio é amplamente empregado na odontologia como material de implante e em algumas aplicações ortopédicas. A excelente biocompatibilidade do titânio fez com que a liga Ti-6Al-4V passa-se a ser investigada e aplicada em odontologia (RUPP et al., 1996).

O titânio puro ao ser exposto ao oxigênio livre, por exemplo o ar atmosférico, reage formando uma camada de óxido sobre o metal. Essa camada se parece quimicamente com um óxido cerâmico e é biologicamente interessante devido a sua contribuição favorável nas propriedades do material quanto a interação com os tecidos adjacentes. Observações clínicas verificaram que o uso do metal titânio não afeta os tecidos vivos, mas pode ocorrer a corrosão galvânica entre o titânio e os outros materiais metálicos presentes nos materiais de obturações, gerando uma corrente corrosiva e alterando o pH do meio (RAVNHOLT, 1988).

As reações químicas que ocorrem na boca e que têm a saliva como principal eletrólito, quando na presença de metais diversos ou de um mesmo metal com impurezas pode gerar corrente elétrica, isto é, pilhas galvânicas (OLIVEIRA JUNIOR et al., 1987).

Um implante de titânio quando usado clinicamente, na substituição de um único dente pode estar em contacto com a obturação de amálgama direta ou indiretamente, conforme figuras 2.6.1 e 2.6.2. Nesses casos os dois metais podem produzir uma célula eletrolítica, isto é, uma corrosão galvânica. O elemento menos nobre (o amálgama) é o ânodo e o mais nobre (o titânio) é o cátodo; elétrons são transferidos através do contacto metálico e o circuito é completado pelo transporte de íons através da saliva. O amálgama é corroído e tais reações podem levar o paciente a sentir desconforto e levando-os a danos, isto é, inclusive a destruição do osso (RAVNHOLT, 1988).

Neste trabalho foi escolhida a liga Ti-6Al-7Nb como implante odontológico, isto é, a raiz do dente, revestida por hidroxiapatita; por isso, iremos dar ênfase a liga Ti-6Al-7Nb e a cerâmica, hidroxiapatita por serem os materiais que deram origem a esta tese.

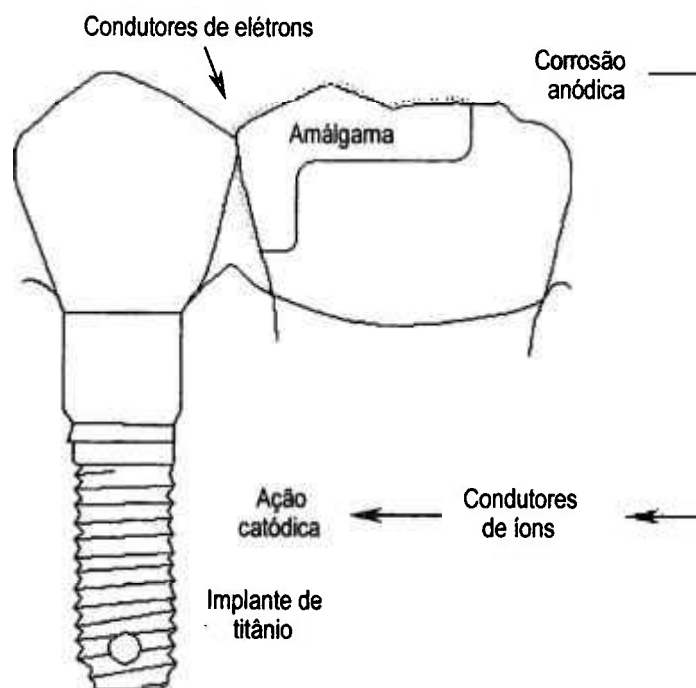


Figura 2.6.1 - Dente em contacto directo com a obturação de amálgama

Fonte: RAVNHOLT, 1988

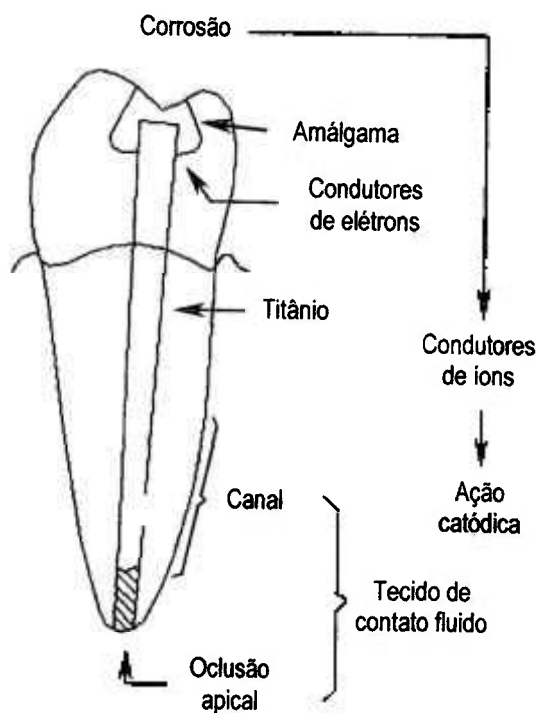


Figura 2.6.2 - Dente em contacto indirecto com a obturação de amálgama

Fonte: RAVNHOLT, 1988

2.6.1 - TITÂNIO E LIGAS DE TITÂNIO

A primeira identificação do titânio como um elemento metálico foi feita por Wilhelm Gregor na Inglaterra em 1791, com o nome de *menachanite* devido a areia preta magnética de Menachan em Cornwall (WILLIAMS, 1981). Três anos depois, Klaproth na Alemanha descobriu um novo metal nomeando de titanium originado de *Titans* da mitologia grega. Passado algum tempo descobriram que se tratava do mesmo metal, mas como o nome titânio já havia sido reconhecido internacionalmente permanece até os dias de hoje (ASM, 1980). O titânio tornou-se atrativo a partir da metade do século XX (1938-1940); em razão disso, ele é considerado um metal recente e a sua comercialização somente iniciou-se por volta de 1950, devido ao desenvolvimento da indústria aeroespacial [(ASM, 1980) e (COLLINGS, 1983)].

Na crosta terrestre há aproximadamente 0,6% de titânio; e ele é o quarto metal mais abundante; perdendo apenas para o ferro, o alumínio e o magnésio. Os minérios mais importantes onde ocorre o titânio são a ilmenita (FeTiO_3) e rutilo (TiO_2) dos quais se extrai o titânio metálico, conhecido por o titânio puro, por operações muito complexas. A produção pode ser realizada através dos processos *Kroll*, *Hunter* e por eletrólise [(PHILLIPS, 1966), (ASM, 1980) e (DONACHIE, 1982)].

• *Kroll* é o processo de extração mais usado e implica na redução do tetracloreto de titânio com o magnésio na presença de um gás inerte. O titânio assim produz o chamado *titanium sponge* ou *sponge metal* porque ele é um pouco poroso e se parece com uma esponja. Essa esponja de titânio pode ser convertida em produtos metálicos por fundição e posteriormente se necessário sofre deformação. As suas propriedades podem ser controladas quimicamente pelos processos de produção, na composição requerida do metal e, em alguns casos, tratamento térmico.

• *Hunter* é semelhante ao do *Kroll* mudando apenas o magnésio pelo sódio.

- eletrólise é mais um modo de se obter o titânio o qual envolve um desenvolvimento avançado.

Os depósitos de importância comercial de rutilo são encontrados nas praias salinas da Austrália, África do Sul, Índia e Estados Unidos. E os depósitos de ilmenita são encontrados por todas as partes do mundo; destacando-se os Estados Unidos, antiga USSR, Noruega, Canadá e Malásia. Essa abundância natural de titânio assegura exploração por muitos anos (PHILLIPS, 1966).

O titânio puro é um metal de coloração prateada, de boa ductilidade, baixo limite de resistência à tração e constitui um importante ligante com outros metais. Ele possui ponto de fusão, aproximadamente, de 1672 °C, ponto de ebulição em torno de 3.260 °C e massa específica de 4,45 g/cm³. Uma das características do titânio é a sua transformação alotrópica. À temperatura ambiente até 882,5 °C possui a estrutura hexagonal compacta (hcp), conhecida como fase α . A partir da temperatura de 882,5 °C sofre transformação alotrópica para a estrutura cúbica de corpo centrado (ccc), conhecida como fase β [(FLOWER, 1990) e (JACOBSON & MCKITTRICK, 1994)].

O mesmo possui algumas vantagens comparados a outros metais, devido às suas propriedades, tais como: baixo módulo de elasticidade, baixa densidade, baixa condutibilidade de calor, elevada resistência na relação gravimétrica e excelente resistência à corrosão. As ligas de titânio tem proporcionado a combinação de alta resistência mecânica, dureza, tenacidade e baixa densidade à temperaturas baixas, moderadas ou altas; o que permite a fabricação de estruturas mais leves em aplicações de alto desempenho [(PHILLIPS, 1966) e (ASM, 1980)].

Este metal é altamente reativo formando uma camada protetora de óxido que é estável e produz um efeito passivador sobre o metal. A passivação não significa que o metal não sofrerá corrosão mas, ele pode reduzir e até inibir a taxa de corrosão devido à camada estável de

óxido. A elevada resistência aos ataques corrosivos (que podem ser por *pitting* em soluções salinas ou ácidas e também dos ácidos inorgânicos) conferem ao titânio a capacidade natural de passivação. Devido a essa habilidade passivadora exibe um alto grau de imunidade ao ataque da maioria dos ácidos, isto é, boa resistência à ácidos oxidantes, cloretos e limitada em ácidos redutores (COVINGTON, 1980). Por isso, possui excelente resistência à corrosão, por exemplo em gás úmido de cloro, meio altamente agressivo. Ele é imune a todas as formas de ataque em água salgada e em soluções de sais de cloretos à temperatura ambiente; também, é resistente ao ataque em muitas soluções de cloretos a temperaturas elevadas [(PHILLIPS, 1966) e (ASM, 1980)].

O titânio comercialmente puro é na realidade uma liga de titânio e oxigênio. De acordo com as especificações da ASTM (American Society of Testing and Materials) o grau de titânio puro pode ser graduado nas classes 1, 2, 3 e 4, conforme muda a concentração mássica, em peso, de oxigênio para 0,18%, 0,25%, 0,35% e 0,50% respectivamente. Para satisfazer a especificação padrão britânica para implantes de uso cirúrgico, a quantidade de oxigênio não deve ultrapassar de 5% em peso (VAN NOORT, 1987).

A adição de elementos ao titânio na formação de liga está associada à mudança de equilíbrio termodinâmico das fases α e β . Através de tratamentos térmicos ou termomecânicos, pode-se obter variações microestruturais e alterações significativas nas propriedades. Alguns elementos quando adicionados ao titânio provocam mudanças na temperatura e a estabilidade das formas alotrópicas do titânio. Quando esses elementos causam um aumento da temperatura são conhecidos como estabilizadores- α ; geralmente, são elementos intersticiais (H, C, N e O) e dos grupos IIIA e IVA (Al, Ga e Sn) que não fazem parte do grupo de elementos de transição. E quando esses elementos causam uma diminuição da temperatura são conhecidos como estabilizadores- β , e geralmente são os metais nobres ou os de transição (V, Nb, Ta, Mo, Mg, Cu, Cr e Fe) (COLLINGS, 1983).

A procura por novos materiais aplicáveis à biomedicina que se viabilizassem como alternativa à liga contendo vanádio, levou ao desenvolvimento de inúmeras ligas e chegando se, finalmente à liga Ti-6Al-7Nb encontrada comercialmente como IMI-367 (forjada à quente e recozida) ou PROTASUL® 100 (forjada à quente). A Sulzer Winterthur desenvolveu-a em cooperação com a IMI Titanium Ltda e colocou-a à venda em 1990 sob a designação IMI-367 (STREICHER et al., 1990). A composição química dessa liga foi desenvolvida a fim de que apresentasse estrutura semelhante à liga Ti-6Al-4V, conforme tabela 2.6.1.1. Com isso, a liga Ti-6Al-7Nb com estrutura globular apresentou propriedades mecânicas, conforme tabela 2.6.1.2 comparáveis e eletroquímicas superiores à liga Ti-6Al-4V (SEMLITSCH, 1985).

Tabela 2.6.1.1- Composição química da liga Ti-6Al-7Nb/PROTASUL® 100

PESO (%)	C	H ₂	N ₂	O ₂	Al	Nb	Ta	Fe	Ti
MÁX	0.08	0.009	0.05	0.20	6.50	7.50	0.50	0.25	Básico
MIN					5.50	6.50			

Fonte: SEMLITSCH et al., 1985.

A liga Ti-6Al-7Nb é do tipo $\alpha + \beta$, estrutura semelhante a liga Ti-6Al-4V de modo que o estágio de maturação alcançado do produto foi de 6% em peso de alumínio, 7% em peso de nióbio e o peso restante em titânio. Quando se adiciona alumínio e nióbio ou vanádio em pequenas quantidades de peso ao titânio aumenta a tenacidade da liga em relação ao titânio puro (VAN NOORT, 1987). Ela foi desenvolvida especialmente para as aplicações que exigem elevada biocompatibilidade em implantes sob alta-carga. Possui microestrutura grandemente influenciada por variações da temperatura e pela taxa de deformação (SEMLITSCH, 1985).

Essa liga surgiu no mercado somente no final da década de 80, desenvolvida para substituir a liga Ti-6Al-4V, nas aplicações biomédicas. O elemento vanádio é um metal de transição que tem a função de estabilizar a fase β e está sendo considerado tóxico ao corpo humano. Observações foram realizadas sobre o emprego da liga Ti-6Al-4V *in vivo* (SEMLITSCH et al., 1992) tais como:

- o vanádio e o ferro na liga de titânio são elementos solúveis (ROSA, 1997);
- o acúmulo de vanádio no organismo, devido à degradação da liga em decorrência de desgaste do implante;
- óxido de vanádio forma-se na superfície do implante por ser considerada termodinamicamente instável, e conseqüentemente tóxica ao organismo (SEMLISTCH et al., 1992).

Por outro lado, o elemento nióbio é também um metal de transição e pertence a mesma família do vanádio, podendo, dessa forma, exercer a função de estabilizar a fase β , apresentando ainda a vantagem de ser inerte ao corpo humano. A liga Ti-6Al-7Nb é recente e é tratada como se fosse uma liga Ti-6Al-4V, por possuir alta resistência à fadiga (NEWMAN, 1980). E este sistema ternário vem proporcionar uma excelente resistência à altas temperaturas e baixa ductilidade à temperatura ambiente o que possibilita resistência à corrosão (CHEN et al., 1992).

Tabela 2.6.1.2 - Propriedades mecânicas da liga Ti-6Al-7Nb

PROPRIEDADES MECÂNICAS	T67/PROTASUL® 100	IMI-367 RECOZIDA
Módulo de Young (MPa)	110.000	—o—
Tensão limite de escoamento à 0.2%(MPa)	900-1000	800 Min
Tensão limite de resistência (MPa)	1000-1100	900 Min
Alongamento (%)	10-15	10 Min
Redução de área (%)	25-45	25 Min
Resistência a Fadiga em Flexão cíclica (MPa)	500-600	450 Min

Fonte: SEMLITSCH et al., 1985

Essas ligas possuem as regiões denominadas como fase α e fase β , estão separadas por uma região bifásica, $\alpha + \beta$, cuja faixa de temperatura diminui de acordo com a concentração de

soluto. Baseando nessas considerações as ligas de titânio são divididas em α , $\alpha + \beta$ e β . As ligas de titânio $\alpha + \beta$ combinam excelentes propriedades mecânicas com resistência à corrosão e corrosão-fadiga. O exemplo mais conhecido da liga $\alpha + \beta$ é Ti-6Al-4V. A liga Ti-6Al-4V pode ser considerada derivada do titânio puro, pois tem a adição do alumínio, que está associada com a obtenção de um reforço de solução além de produzir um aumento da linha transus $\beta/(\alpha + \beta)$; além disso, tem a adição do vanádio para abaixar a linha transus $(\alpha + \beta)/\alpha$. Nas ligas de titânio as linhas de transformação martensítica inicial e final (M_i/M_f) são muito próximas ou quase coincidentes; podem ser divididas em cinco classes em função da retenção das fases α e β à temperatura ambiente, conforme a figura 2.6.1.1 (COLLINGS, 1983).

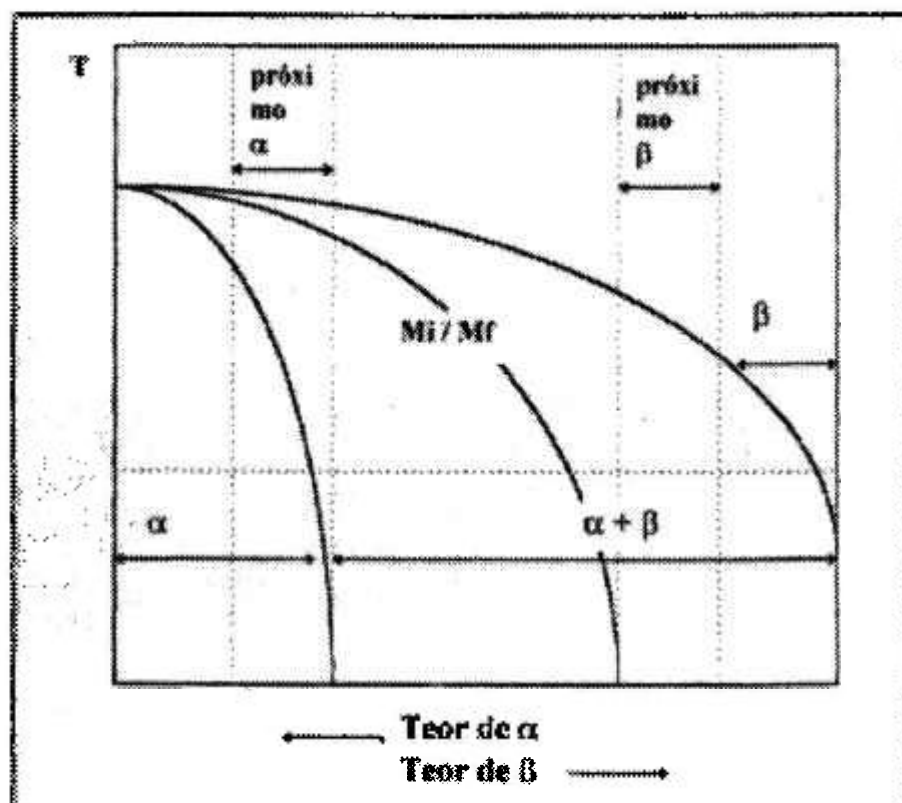


Figura 2.6.1.1 - Parte esquemática do diagrama de fases ternário das ligas de titânio.

Fonte: FLOWER, 1990; ROSA, 1997.

À temperatura ambiente, a liga Ti-6Al-7Nb consiste de uma mistura de duas fases alotrópicas; uma fase α hexagonal compacta estabilizada pelo alumínio e a outra fase β de cúbica de corpo centrado, estabilizada pelo nióbio. Como a fase α é estável a baixas temperaturas, o aquecimento da liga acima de 1000° C resulta numa única fase β . Essa liga $\alpha+\beta$ apresenta uma relação propriedade/microestrutura muito particular. Suas propriedades são muito influenciadas pela morfologia, proporções relativas e distribuição das fases α e β . A liga Ti-6Al-7Nb, quando forjada a quente seguida de recozimento pode levar à formação de uma mistura de fase α equiaxial, distribuída na matriz β , apresentando uma resistência à fadiga da ordem de 500-650 MPa [(COLLINGS, 1983).e (STRID, 1988)].

O módulo de Young do titânio comercialmente puro é 110 GPa, equivalente à metade do módulo do aço inoxidável e da liga Cr-Co. Alguns pesquisadores consideram o baixo valor do módulo de elasticidade como uma vantagem, uma vez que ajuda o implante a superar a incompatibilidade mecânica com o osso. No entanto, como o módulo do osso é apenas 10 GPa, o valor apresentado pelo titânio é ainda consideravelmente grande e é provável que este valor não tenha maior significância. O titânio comercialmente puro não deve ser usado em situações onde os esforços de tração possa exceder 100 MPa [(FRAKER & RUFF, 1977); (NEWMAN, 1980) e (WILLIAMS, 1981)].

O módulo de elasticidade do titânio é aproximadamente a metade das outras ligas utilizadas em implantes, como o aço inoxidável 316L e as ligas de cobalto. Uma das qualidades interessantes desse material é a sua afinidade com o osso o que possibilita a sua fixação mecânica através do crescimento do osso adjacente. Assim, dispensa-se o emprego de cimento de implante. Esse metal tem boa resistência à corrosão e baixa resistência mecânica e, dessa forma, a utilização restringe-se somente às peças pouco solicitadas mecanicamente [(NEWMAN, 1980) e (WILLIAMS, 1981)].

2.6.2 - CERÂMICAS

Os materiais cerâmicos foram utilizados pela primeira vez como biomateriais há aproximadamente 20 anos. Inicialmente, a atenção era voltada para materiais cerâmicos que provocassem uma mínima ou nenhuma reação do tecido. Mas, logo em seguida foram feitas propostas conceitualmente opostas: biocerâmicas deveriam provocar reações de formação de tecido e, se possível com a formação de uma ligação íntima entre a cerâmica e os tecidos. Então houve um crescimento na pesquisa e a biocerâmica agora desperta atenção mundial na tentativa de que resolva vários problemas (ZAVAGLIA et al. 1994).

Os materiais cerâmicos apresentam boa resistência à corrosão, baixa condutibilidade térmica e um módulo de elasticidade semelhante ao do osso. Por outro lado, não apresentam resistência mecânica suficiente aos esforços de tração, nem ao impacto. Outra propriedade que os tornam difíceis de serem utilizados é a sua técnica de confecção que se mostra muito complicada. De uma forma geral, as interações material/tecido podem provocar quatro tipos de reações (HENCH, 1991):

- 1) tóxica - morte do tecido envoltório;
- 2) não-tóxica - degradável - substituição pelo tecido envoltório;
- 3) não-tóxica - inativa - formação de uma cápsula fibrosa fina não aderente;
- 4) não-tóxica - bioativa - formação de uma ligação interfacial com o tecido envoltório.

Sendo que os quatro tipos de reações ocorrem em materiais cerâmicos implantados, dependendo da composição da cerâmica e do tipo de tecido. Portanto os materiais biocerâmicos podem ser divididos em três classes (BORETOS, 1987):

- I) Inertes (reação química do tipo 3)

Esse material possui como característica: durabilidade, impermeabilidade, estabilidade e pouquíssima reatividade com os tecidos onde são implantados. Exemplos dessa biocerâmica: alumina, zircônia, algumas formas de carbono e alguns isolantes elétricos.

II) Superfície-ativa (reação química do tipo 4);

Esse material tem como característica substituir ossos. É chamado de biocerâmica com superfície ativa devido a ligação química estável entre a cerâmica e o osso. As recomendações de aplicações para esses materiais são em locais onde se faz a necessidade de estimular o crescimento do osso ou de outros tecidos. Exemplos dessa biocerâmica: hidroxiapatita, Bioglass, Ceravital (vitro-cerâmico usinável, desenvolvido na Alemanha) (HOLAND et al., 1985) e vitro-cerâmico desenvolvido no Japão, contendo apatita e wollastonita (NAKAMURA et al., 1985).

III) Absorvíveis ou biodegradáveis (reação química do tipo 2).

Exemplo de cerâmica biodegradável ou absorvíveis é o fosfato tricálcico $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, pode ser utilizada como implante aloplástico. Essa cerâmica é biocompatível e de fácil absorção pelo metabolismo natural. Esse tipo de implante é aplicado sobre o osso alveolar reabsorvido e possui baixa porosidade e conseqüentemente uma elevada resistência mecânica. Com sua posterior degradação, a cerâmica aumenta de porosidade e ocorre o crescimento do tecido entre os poros, isto é, é substituído por tecido ósseo previamente infiltrado em suas porosidades (HENCH, 1991).

2.6.2.1 - Hidroxiapatita

Muitos compostos de fosfato de cálcio sintéticos têm recebido uma atenção especial por pesquisadores em biomateriais como um material para uso médico, como por exemplo a hidroxiapatita. Esse material assume grande importância como biomaterial, pois é o principal componente mineral do osso e dos dentes (LARSON, 1994).

O termo *APATITA* vêm da língua grega *APATAO* que significa engano, confusão; antigamente estes minerais eram confundidos com outros materiais de aspectos prismáticos ou bacilares. Atualmente, hidroxiapatita é conhecida como substância mineral que integra naturalmente 60 a 70% do tecido ósseo e 98% do esmalte dental. É um composto químico que faz parte de amplo campo de materiais conhecidos como apatitas que se caracterizam pela fórmula genérica $M_{10}(XO_4)_6Z_2$ (DEBONI, 1991).

A hidroxiapatita em sua forma natural $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$, é um membro da família de minerais apatita e é o constituinte mineral dos tecidos duros do corpo humano. É um hidróxido fosfato de cálcio com taxa Ca/P igual a 1,67. A estrutura química da hidroxiapatita é hexagonal, sendo que a célula unitária possui as seguintes dimensões: $a = 9,423$ e $c = 6,875 \text{ \AA}$. A estrutura cristalina da hidroxiapatita pode ser observada na figura 2.6.2.1 [(AOKI, 1991) e (NARASARAJU & PHEBE, 1996)].

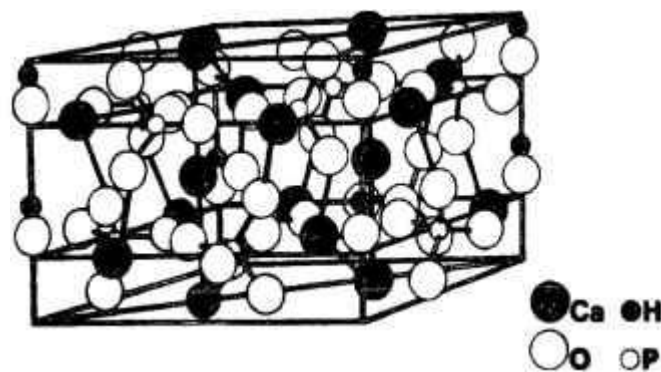


Figura 2.6.2.1 - Estrutura cristalina da hidroxiapatita.

Fonte: AOKI, 1991

A hidroxiapatita está sendo utilizada como ossos artificiais, preenchimento (pós) para ocupar espaço, remodelamento, ductos de grande calibre para aplicação em cirurgia cardíaca, revestimento como estabilização mecânica (fixação), traquéias, próteses do ouvido médio e em outras aplicações que vêm sendo descobertas em todo mundo, na área médica e odontológica (LeGEROS, 1991).

Na odontologia pode-se mencionar o uso da hidroxiapatita (HA) em pasta de dente, cimento dental, obturação endodôntica (canal da raiz), preenchimento ósseo (grânulos densos ou porosos), como substituto de raízes dos dentes e coroa. (AOKI, 1988).

A maioria das hidroxiapatitas encontradas no comércio, são na realidade, variações estequiométricas da hidroxiapatita considerada ideal. Elas contêm substituições iônicas para os grupos fosfato ou grupos hidroxiais ou ambos. A hidroxiapatita comercial, geralmente contém uma fração de β -fosfato tricálcico, diminuindo portanto a razão Ca/P do material. Também já foram observadas as presenças de fosfato tetracálcico ($\text{Ca}_4\text{P}_2\text{O}_9$), oxi-hidroxiapatita [$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_2\text{O}$], fosfato octocálcico [$\text{Ca}_8(\text{HPO}_4)_2(\text{PO}_4)_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$] e o α -fosfato tricálcico (ZAVAGLIA, 1993).

A caracterização química destes compostos torna-se uma necessidade fundamental, para que sejam distinguidos uma cerâmica de fosfato de cálcio de outra. A caracterização deve ser feita por difração de raios-X, espectroscopia de infra vermelho e determinação da razão Ca/P por análise química por via úmida. A hidroxiapatita é biocompatível liberando somente íons de cálcio e fosfato, que são inofensivos ao corpo humano [(AOKI, 1991); (HEISE et al., 1990) e (FRAME, 1981)].

A hidroxiapatita sintética possui uma excelente biocompatibilidade e baixa resistência mecânica à tração. Sua tenacidade à fratura, K_{IC} , é aproximadamente $1.0 \text{ MNm}^{1/2}$ similar à sílica vítrea e menor que a do osso humano que compreende a faixa de $2-12 \text{ MNm}^{1/2}$ (SUCHANEK et al., 1997). Então a hidroxiapatita não deve ser usada em locais que sejam submetidos a grandes cargas de tração, exemplo osso do fêmur AOKI (1991).

Devido a sua baixa resistência mecânica principalmente à fadiga a hidroxiapatita não pode ser usada como dispositivo médico, por exemplo implante. Para satisfazer o uso da hidroxiapatita como biocompatível e compensar sua baixa resistência ao cisalhamento, metais tais como o titânio e suas ligas tem sido revestidos com a hidroxiapatita (WANG et al., 1996).

2.6.3 - METAIS REVESTIDOS POR HIDROXIAPATITA

Para cumprir suas funções os implantes devem primeiramente serem aceitos pelo organismo. Esta aceitação ou biocompatibilidade para os metais usados como implantes permanentes pode ser melhorada com o revestimento das superfícies metálicas que ficarão em contacto com os tecidos vivos. Este revestimento pode ser realizado com cerâmica de cálcio e fósforo (fosfato de cálcio), especialmente a hidroxiapatita, por ser um componente inorgânico dos ossos e dentes. Essa constituição mineral similar ao osso favorece a resposta do tecido por promover o crescimento ósseo e induzir uma ligação direta entre o implante e os tecidos duros sem a interação do tecido mole [(MEFFERT et al., 1992) e (KHUR & CHEANG, 1993)].

Apesar do titânio e suas ligas serem protegidos por um filme termodinamicamente estável a interface *in vivo* é dinâmica o que pode favorecer a decomposição de titânio e outros íons do implante metálico. Algumas pesquisas relatam que durante o processo de fabricação e esterilização esta camada protetora de óxido pode ser alterada facilitando a corrosão e conseqüentemente a liberação de íons de Ti e Ti-6Al-4V (VARGAS, et al., 1992) e (SMITH, 1993). Essa liberação de íons metálicos é preocupante porque podem provocar reações alérgicas ou outros efeitos negativos ao paciente implantado [(KASEMO & LAUSMAA, 1994)].

O revestimento bioativo, tal como, a hidroxiapatita aplicada sobre substrato metálico pode reduzir a cinética da liberação de íons, atuando simplesmente como barreira física. Eles podem também, influenciar no processo pela alteração da estabilidade da camada de passivação por meio da liberação de íons de Ca e P como resultado da degradação do revestimento (SOUZA & BARBOSA, 1996). A formação de produtos provenientes de corrosão, isto é, íons livres no organismo podem ocasionar uma reação inflamatória crônica (fibrose) podendo levar a perda do implante ou a reabsorção prematura do biomaterial (VAN LUYN et al., 1994).

Este revestimento cerâmico sobre um substrato metálico vem sendo desenvolvido para aumentar a resistência à corrosão, alcançar melhor biocompatibilidade e aumentar a superfície de contacto do implante, como conseqüência o aumento na aderência da interface osso/implante. Os revestimentos porosos de hidroxiapatita tem sido aplicados sobre hastes de próteses confeccionadas em liga de titânio e em implantes biomédicos [(YAMAMURO et al., 1990) e (RADIN & DUCHEYNE, 1992)].

A aplicação de revestimento cerâmico bioativo pode ser realizado de várias maneiras, tais como, a deposição de íons livres, deposição por eletroforese e aspensão térmica. Os critérios usados para medir o sucesso do revestimento pelo método adotado devem compreender alguns fatores como: não alterar irreversivelmente as propriedades químicas e estruturais da camada formada durante o processo de revestimento; as propriedades mecânicas do substrato não devem ser afetadas pela operação de revestimento; a aderência entre a cerâmica bioativa e o substrato deve ser suficiente para assegurar a integridade da camada formada durante o tempo de vida do implante. Contudo esses métodos ainda requerem mais conhecimento pois alguns pesquisadores observaram que nesses métodos de revestimento frequentemente induzem a transformação da camada revestida em alguns pontos [(HAMAN et al, 1995) e (CHEANG & KHOR, 1996)].

Um dos métodos mais usados para melhorar o contacto implante/osso tem sido o revestimento dos metais com cerâmica de fosfato de cálcio bioativa ou bioinerte especialmente a hidroxiapatita pela técnica de aspensão térmica. Essa cerâmica além de capacitar o contacto direto com o tecido ósseo produzindo uma forte ligação implante/osso, pode reduzir drasticamente o período de cicatrização de um implante revestido, quando comparado com um implante sem revestimento. Mesmo do ponto de vista ortopédico, a ancoragem do implante/osso pode ser atingida a longo prazo em implantes dentais e há uma necessidade a mais para que se evite a invasão microbiológica e os processos de infecção e inflamação que associados podem levar a falha do implante (RUPP et al., 1996).

O processo de aspersão térmica tem sido o método mais freqüente de deposição de hidroxiapatita sobre o substrato metálico e usando como fonte de calor o *plasma*. Esta técnica tem favorecido reprodutibilidade e aderência entre os materiais, após a fixação dos parâmetros de operação da aspersão térmica para os parâmetros de aplicação da hidroxiapatita. Os benefícios dos implantes revestidos por hidroxiapatita pela aspersão térmica tem sido muito reconhecido, mas a existência de um revestimento eficiente tem gerado muita controvérsia entre os pesquisadores (CHEAN & KHOR, 1996).

Pesquisas recentes usaram a hidroxiapatita como revestimento e observaram que a alimentação do pó usada na aspersão térmica pode variar consideravelmente na composição, cristalinidade, tamanho de partículas, forma e estrutura. Em aplicações a longo prazo faz-se necessário um pós-tratamento do revestimento para recuperar a fase cristalina da hidroxiapatita. A controvérsia sobre esse assunto de revestimento por cerâmica bioativa tem sido enorme. Outros problemas foram observados no revestimento tais como a baixa intensidade de ligação do revestimento/substrato gerando a presença de fissura e porosidade (HAMAN et al, 1995).

Embora, em aplicações médicas esse tipo de revestimento deve possuir uma porosidade; a qual irá permitir o crescimento do tecido ósseo em seus interstícios para uma eficiente fixação do material [(CHEAN & KHOR, 1996) e (KHOR et al., 1997)]. Por outro lado, revestimentos densos formados de lamelas fundidas são altamente amorfos e reabsorvíveis. A menos que um tratamento pós aquecimento possa ser realizado para restaurar a forma cristalina original ((KHUR & CHEANG, 1993). De qualquer modo, o sucesso do revestimento por aspersão térmica dependem dos parâmetros da aspersão para que mantenha a integridade da camada revestida e da adesão revestimento/substrato para que consiga suportar a carga sobre o implante (FILIAGGI & PILLAR, 1991).

A cerâmica bioativa, por exemplo a hidroxiapatita em temperaturas elevadas (inicial acima de 1300 °C) pode transformar-se em fosfato de tricálcio- α e o aquecimento ainda promove a transformação em fosfato de tricálcio e óxido de cálcio. Esses materiais possuem propriedades mecânicas e solubilidade diferente da hidroxiapatita sinterizada. Em aplicações odontológicas a alteração dessas propriedades mecânicas, solubilidade, cristalinidade e densidade do revestimento podem afetar a estabilização dos implantes (HAMAN et al, 1995).

Muitos estudos de revestimento, particularmente a hidroxiapatita tem conduzido a resultados conflitantes devido a falta de conhecimento mais amplo da composição exata do revestimento. Existe no mercado hidroxiapatitas com diferentes composição e cristalinidade. E outras fases tais como trifosfato de cálcio (TCP) ou fosfato de cálcio bifásico (BCP) poderão estar presentes (LeGEROS, 1991). Esses materiais apresentam diferentes solubilidades e atividades biológicas. Muitos revestimentos por *plasma* atualmente consiste de várias fases Ca-P, assim faz-se necessário uma caracterização para se compreender a atividade do meio biológico (SMITH, 1993).

3 - MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 - MICROESTRUTURA DA LIGA Ti-6Al-7Nb IMPORTADA E NACIONAL

As amostras foram obtidas de um tarugo metálico da liga Ti-6Al-7Nb (IMI Titanium Limited-England). Esta liga foi adquirida com o processo de fabricação de forjamento e recozimento à vácuo, denominada comercialmente como IMI-367 (importada). As outras amostras (nacionais) foram obtidas de um tarugo metálico produzidas no laboratório do DEMA/Unicamp, Campinas - São Paulo, pelo processo de fusão em forno a arco, com atmosfera controlada (argônio).

As amostras de Ti-6Al-7Nb, importadas e as nacionais, foram cortadas numa ISOMET 2000, com disco de diamante, tendo como fluido de corte óleo solúvel em água. Essas amostras foram cortadas nas dimensões aproximadas de 12mm de diâmetro e 2,0 mm de espessura.

A preparação metalográfica das amostras seguiu a metodologia convencional, etapa necessária para observar a microestrutura. Fez-se o embutimento das amostras, com prensagem em equipamento Mecapress-B a quente em resina termofixa (baquelite), e tempo de cura de 25 minutos à uma temperatura de aproximadamente 150°C e 5 bar de pressão. Após essa etapa as

amostras foram lixadas em papéis abrasivos de SiC não ferrosos (220, 320, 400 e 600 μ m), tomando-se o cuidado para preservar uma única direção em cada lixa. Para finalizar, foi feito o polimento mecânico, que foi executado em três etapas:

1) Polimento com pasta de diamante de 6 μ m em pano de nylon (DP-DUR), tendo como lubrificante o etanol;

2) Polimento com pasta de alumina de 1 μ m em solução de 30% de óxido crômico (CrO₃) em água destilada, em pano macio (Strüers-NAP), tendo como lubrificante a água destilada;

3) Polimento químico, com solução de 5% de ácido oxálico (HOOC-COOH) em pano macio do tipo Strüers-NAP.

Para a revelação da microestrutura, utilizou-se uma solução de ataque metalográfico com a composição conforme tabela 3.1. Essa solução é uma variação do Reativo de Krall para Ti e suas ligas (PETZOW, 1976). O tempo de ataque sofreu uma variação de 15 a 30 minutos.

Tabela 3.1 - Tempo e composição do reagente ao ataque metalográfico.

Ácido fluorídrico (P.A.)	2 ml
Ácido nítrico (P.A.)	10 ml
Água destilada	88 ml
Tempo de ataque	15 a 30 min

As amostras foram caracterizadas após ataque químico por microscopia óptica marca Neophot e modelo Zeiss 32. Para facilitar a observação, melhor definição e aumento de contraste, utilizou-se a lâmpada de xenônio com polarizador. Foram fotografadas as superfícies das amostras com aumentos de 27, e 216 vezes (X).

3.2 - LIGA Ti-6Al-7Nb REVESTIDA POR HIDROXIAPATITA

Os pós aplicados em revestimentos, principalmente para biomateriais, devem ser preparados comercialmente e especificados para a aspensão térmica; estes devem apresentar características especiais por exemplo, considerável fluidez e controle rígido na distribuição de partícula. O pó empregado neste trabalho foi a hidroxiapatita (HA) da F.J. BRODMANN 2015M-1 com tamanho de partículas na faixa de -140/+325 mesh (44-111 μ m). Esse pó foi preparado especificamente para a comercialização de aspensão térmica em biomateriais. Antes da aspensão térmica, o pó de hidroxiapatita foi levado à estufa a 40 °C por 24 horas para perda da umidade e maior fluidez.

A liga Ti-6Al-7Nb usada como substrato foi obtida de tarugo metálico, IMI Titanium Limited-England; liga forjada e recozida à vácuo, denominada comercialmente como IMI-367. Os substratos tiveram dois formatos diferentes conforme a exigência de aplicação. Os substratos no formato de discos foram usados com dimensões médias de 12 mm de diâmetro e 2,0 mm de espessura para os ensaios *in vitro*. E os substratos no formato de implantes odontológicos rosqueáveis, foram usados com dimensões médias de 10 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro para os ensaios *in vivo*.

Todos os substratos foram jateados com partículas de alumina (Al₂O₃) na faixa de 2mm até 38 μ m a uma pressão de 75 psi (10³ psi = 6,89 Nmm⁻²), ângulo de 90° e 30 segundos (s). Este jateamento é necessário para proporcionar rugosidade no substrato e consequentemente maior adesão ao revestimento.

O revestimento foi realizado, após o jateamento, por chama de plasma (*plasma-spray*) usando argônio pré aquecido e depois hidrogênio como combustível primário e nitrogênio

como carregador de gás. O equipamento utilizado na produção desses revestimentos foi a pistola de aspersão térmica por plasma MILLER, modelo SG100, conforme a figura 3.2.1.



Figura 3.2.1 - Equipamento de aspersão térmica com fonte de calor o *plasma*.

No processo de deposição o substrato foi inicialmente pré aquecido por 30 segundos para apresentar uma dilatação inicial e diminuir o choque térmico. A pistola foi operada manualmente com movimentos de translação longitudinal ao comprimento do substrato e perpendicular em relação ao solo.

O tempo de deposição foi de 30 segundos para o pré aquecimento do substrato e de 2,0 minutos para o revestimento. Durante a deposição não foi utilizado nenhum dispositivo especial de refrigeração do sistema revestimento/substrato, ou seja, o resfriamento do sistema se dava unicamente por perda de calor para o meio atmosférico.

Ao término de cada deposição, o sistema revestimento/substrato era deixado esfriar à temperatura ambiente. A tabela 3.2 apresenta os parâmetros do processo utilizados nessa aspersão térmica com os seus respectivos valores.

Tabela 3.2 - Parâmetros utilizados pelo processo de aspersão térmica (*plasma-spray*).

PARÂMETROS DE REVESTIMENTO	VALORES
Distância de projeção	75 (mm)
Tensão	37 (Volts)
Corrente	800 (Ampéres)
Pressão de argônio	50 (psi)
Pressão de hidrogênio	15 (psi)
Pressão de nitrogênio	40 (psi)
Fluxo de Ar	82 (scfh)♦
Fluxo de hidrogênio	8,5 (scfh)♦
Taxa de alimentação do pó	2,0(rpm)
Granulometria do pó	-140/+325(mesh)
Granulometria do pó	44-111µm

(scfh)♦= Standard Cubic Feet Hour (GERDEMAN & HECHT, 1972)

3.3 - ANÁLISES DA LIGA Ti-6Al-7Nb REVESTIDA POR HIDROXIAPATITA

O procedimento de preparação das amostras para a análise no microscópio eletrônico de varredura foi o mesmo para a análise no microscópio óptico. A análise microestrutural foi realizada por microscopia eletrônica de varredura da marca JEOL, modelo JXA-840A, para

verificar a distribuição espacial da porosidade, o grau de uniformidade microestrutural e a adesão da camada revestida.

O procedimento de preparação das amostras para a análise por microsonda EDS (Energy-Dispersive Spectrometer) foi o mesmo para a análise no microscópio óptico. A microanálise qualitativa foi realizada por microsonda EDS (Energy-Dispersive Spectrometer) da marca JEOL, modelo JXA-840A para identificar qualitativamente os elementos químicos presentes no pó de hidroxiapatita e na liga Ti-6Al-7Nb revestida com hidroxiapatita.

O tratamento térmico foi realizado em um forno EDG, modelo FC-2 durante 1 hora e 40 minutos, com fluxo contínuo de O₂ e as temperaturas foram elevadas aos patamares de 200°C, 400 °C e 600°C. O forno, ao atingir as temperaturas dos patamares, foi aberto e verificado se houve alteração na coloração da amostra; manteve-se por 20 minutos nos respectivos patamares e novamente foi verificado se houve alteração da coloração da mesma.

A estrutura cristalina da hidroxiapatita e da liga Ti-6Al-7Nb revestida com hidroxiapatita com e sem tratamento térmico foram determinadas por um difratômetro de raios-X RIGAKU modelo RINT 2000 com radiação da linha K α do Cobre (Cu K α \rightarrow λ = 1,5406 Å).

A análise quantitativa por fluorescência de raios-X foi realizada pela técnica de dispersão de comprimento de onda (WD-XRF) da marca RIGAKU, modelo RIX 3000 com tubo de Ródio (Rh). Esta análise proporcionou as porcentagem em massa (peso) dos elementos químicos presentes nas amostras de pó de hidroxiapatita e da liga de Ti-6Al-7Nb revestida por HA com e sem tratamento térmico.

3.4 - ENSAIOS DE BIOCAMPATIBILIDADE

3.4.1 - TESTE *IN VITRO*

3.4.1.1 - Materiais

As amostras da liga Ti-6Al-7Nb (IMI Titanium Limited-England/IMI-367) foram cortadas numa cortadora ISOMET 2000, modelo Buehler com disco de diamante, tendo como fluido de corte, *isocut fluid* da Buehler. As dimensões das amostras foram de 12mm de diâmetro e cerca de 2,0 mm de espessura.

As amostras da liga Ti-6Al-7Nb tiveram uma metodologia diferente da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita. A preparação metalográfica das amostras da liga Ti-6Al-7Nb seguiu a metodologia convencional (item 3.1). As amostras da liga Ti-6Al-7Nb revestidas por hidroxiapatita foram embutidas com resina Epoxi e em seguida foram lixadas em papeis abrasivos de SiC não ferrosos (220, 320, 400, 600 e 1200 μ m), tomando-se o cuidado para preservar uma única direção em cada lixa; posterior polimento mecânico em pasta de diamante 6 μ m, suspensão de alumina 1 μ m com solução 20% de óxido de cromo e finalizando com pasta de diamante 1 μ m. O desgorduramento foi realizado em ultra-som, em acetona e álcool etílico PA por 10 min cada amostra e a secagem foi feita com secador manual (ONG et al., 1995).

As amostras da liga Ti-6Al-7Nb com e sem revestimento foram embaladas em recipientes poliméricos e esterilizados pela exposição de radiação γ , sendo que a fonte dessa radiação utilizada para esterilização foi ^{60}Co com a dose total de 25 kGy e taxa de dose 1,34 KGy/h.

Após a esterilização as amostras foram colocadas em contacto com células osteoblásticas (OSTEO-1), conforme Figura 3.4.1, distribuídas em três grupos (revestidos, não revestidos e rugosas). Empregou-se ainda uma cultura célula (OSTEO-1) sem contacto com o material, denominada “cultura de controle”, o que serviu para observar o crescimento da cultura sem a interferência de agentes estranhos.

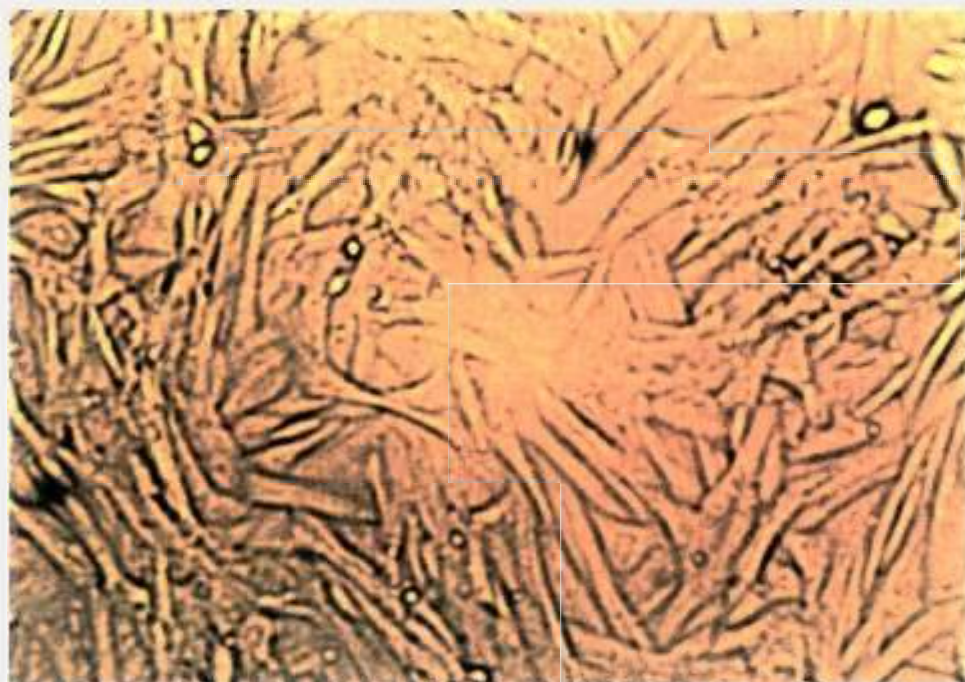


Figura 3.4.1 - Microscopia óptica das células osteoblásticas (OSTEO-1) isoladas.
Aumento: 100X

3.4.1.2 - Experimento

Foi utilizada a linhagem de células osteoblásticas (OSTEO-1) congeladas. Essas células osteoblásticas foram originadas da digestão enzimática de células ósseas de calvária de ratos Wistar albinos recém-nascidos (DEBONI, 1995). Todos os procedimentos experimentais foram realizados sob capela de fluxo laminar seguindo rigorosos controles de anti-sepsia.

De um tubo criogênico contendo as células congeladas (cedidas gentilmente pela Dra. Deboni, OSTEO-1) estas foram descongeladas rapidamente (60 segundos) em banho-maria de água a 37 °C. O conteúdo da ampola (células acrescidas de Di-Metil Sulfoxido) foi transferido para um frasco de cultura a onde as células foram ressuspensas em 5 ml de meio de cultivo para adesão celular por um período de aproximadamente 8 horas após os quais o meio foi trocado. Após a subconfluência celular (aproximadamente 3 dias, isto é, 72 horas) as células foram tripsinizadas (TRIPSINA 0,25%) para subcultivo em placas de Petri 35 mm, na densidade de 10^4 células por placa em meio DME contendo 10% de soro fetal bovino e 1% de solução antibiótica (penicilina + estreptomicina) e cultivadas a 37 °C em atmosfera contendo 95% ar e 5% CO₂. As 48 placas foram divididas em quatro grupos:

GRUPO I - controle (células em cultivo sem a presença de material);

GRUPO II - células em cultivo sobre discos da liga Ti-6Al-7Nb polida;

GRUPO III - células em cultivo sobre discos da liga Ti-6Al-7Nb revestida com hidroxiapatita (HA);

GRUPO IV - células em cultivo sobre discos da liga Ti-6Al-7Nb rugosa.

Devido à opacidade dos discos da liga Ti-6Al-7Nb não existiu meio prático de acompanhamento do crescimento de confluência das células em cultura. Assim, quando as células atingiram a confluência nas placas controle, as culturas nas outras superfícies foram tratadas exatamente como aquelas que cresceram no plástico.

O meio de cultivo foi trocado a cada 48 horas e o número de células de cada grupo foram determinados nos períodos médios de 3, 7, 9, e 15 dias após o plaqueamento inicial. Foram microfotografadas no 15º dias através de microscópio óptico marca Neophot e modelo Zeiss em todos os grupos de estudo.

3.4.1.3 - Curva de Crescimento Celular

Para a realização da curva de crescimento as células que foram plaqueadas em número de 10^4 células por placa de Petri foram contadas a cada 3 ou 4 dias, após o plaqueamento, células de 3 placas de Petri de cada grupo foram tripsinizadas e contadas em câmara de Neubauer (FRESHNEY, 1990), perfazendo um total de 48 placas de Petri.

As placas contendo as células foram tripsinizadas e as células em suspensão foram centrifugadas a 300 g durante 5 min à temperatura ambiente. O precipitado foi ressuspenso em 1 ml de PBS. Parte desta suspensão de células (0,1 ml) foi transferida para um tubo de ensaio contendo 0,8 ml de PBS e 0,1 ml de azul de Trypan (SIGMA). Esta suspensão foi dispersada em hemacitômetro ou câmara de Neubauer e ao microscópio de luz realizando-se a contagem celular. O número total de células originárias das placas de Petri foram obtidas através da seguinte equação matemática:

$$\frac{\text{Número total de células contadas} \times \text{diluição } 10^4}{\text{Número de quadrados usados para a contagem}}$$

O número total de células viáveis foram obtidas através da mesma sentença matemática, excluindo somente as células mortas, coradas em azul pelo Azul de Trypan (SIGMA), portanto teremos:

$$\frac{\text{Número total de células contadas (não coradas)} \times \text{diluição } 10^4}{\text{Número de quadrados usados para a contagem}}$$

O percentual de viabilidade da população celular foi então:

$$\frac{\text{Número total de células viáveis} \times 100}{\text{Número total de células}}$$

Ao final de 15 dias do experimento foram realizadas curvas de crescimento e calculados os percentuais de viabilidade celular de cada grupo no intervalo de 7 e 15 dias; conforme Figura 4.4.1.

3.4.2 - TESTE *IN VIVO*

3.4.2.1 - Material

Foram implantados no total de 12 corpos de provas, sendo 6 da liga Ti-6Al-7Nb e 6 da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita através da técnica *plasma-spray*. Esses implantes foram confeccionados com a liga de Ti-6Al-7Nb (IMI Titanium Limited-England/IMI-367), conforme a figura 3.4.2.1, e apresentavam a mesma medida, isto é, 10mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro. Os implantes sofreram o desengorduramento em ultra-som, acetona e álcool etílico PA por 10 min (cada amostra) e foram secado com secador manual (ONG et al., 1995).

Esses implantes foram embalados em recipientes poliméricos e esterilizados pela exposição de radiação γ , sendo que a fonte dessa radiação utilizada para esterilização foi ^{60}Co com a dose total 25 kGy e taxa de dose 1,34 KGy/h.

Para a inserção dos implantes, foram empregados instrumentos do *kit* cirúrgico produzido pela 3i® (Implants - Invocation - Incorporation), e também motor fabricado pela VK Driller (BLM-500), com contra ângulo KAVO de redução 16:1 e 250:1.

3.4.2.2 - Seleção dos Animais

Para este estudo foram selecionados dois cães adultos sem raça definida (SRD) a cerca de 24 meses de idade, de mesmo sexo, de porte médio/grande e com peso acima de 24 kg, para que apresentassem tecido ósseo de quantidade adequada à instalação dos implantes, tanto no sentido ocluso-apical, quanto no sentido vestibulo-lingual.

Os animais receberam os mesmos cuidados desde o nascimento, incluindo dieta, higiene e tratamento profilático de vacinação pela equipe de funcionários do biotério do Campus de Araraquara-Unesp.

Previamente ao início das etapas cirúrgicas, os animais foram sedados com um indutor anestésico intramuscular, Rompun, 1,5 ml/10 kg de peso (Bayer do Brasil S/A, São Paulo) e submetidos a anestesia geral por injeção endovenosa de Tiopental Sódico, 15 mg/kg de peso - diluição 1g/ml (ABBOTT, Laboratórios do Brasil Ltda., São Paulo), permanecendo os animais com infusão endovenosa contínua e lenta de soro fisiológico, para possibilitar aprofundamento do plano anestésico e outras medicações, se necessário.

Radiografias periapicais foram realizadas em duas tomadas de cada lado da mandíbula dos animais para avaliação da quantidade e qualidade ósseas, e também verificou-se a presença de alterações e/ou patologias como: anquiloses radiculares, calcificações, lesões periapicais, neoplasias e cistos.

3.4.2.3 - Procedimento Cirúrgico - Fase I

Nesta primeira etapa foram realizadas as exodontias dos 3 pré-molares inferiores, bilateralmente e preparados os leitos para a posterior inserção dos implantes. Após a indução da anestesia geral, da mesma maneira citada anteriormente, e complementação com infiltração

intrabucal de Lidocaína a 2% (Cristália Prod. Quim. e Farmacêuticos Ltda., Itirapina, SP), foi realizada uma incisão intra-sulcular, bilateralmente, por meio de um bisturi Bard-Parker com lâmina nº 15, estendendo-se da distal dos caninos ao 1º molar, e feito o levantamento de retalhos mucoperiósticos em cada arcada mandibular, com auxílio de um destaca-periosteó (Neumar, São Paulo).

Subseqüentemente, foi realizada a hemiseção de 2^{as} e 3^{as} pré-molares na área de furca, com auxílio de brocas *carbide* em alta velocidade e sob contínua irrigação com soro fisiológico, separando as raízes mesial e distal destes dentes, que foram então removidas com auxílio de fórceps e alavancas infantis (Quinelato, São Paulo), enquanto o 1º pré-molar, por ser unirradicular foi submetido à sindesmotomia e removido diretamente com auxílio de fórceps e/ou alavancas.

Após a remoção dos dentes os alvéolos foram curetados para remoção de fragmentos radiculares e de tecido mole e, em seguida, irrigados com soro fisiológico. Quando necessário, o rebordo alveolar foi regularizado com auxílio de limas e alveolótomos para remoção de grandes espículas ósseas, e procedeu-se à aproximação e sutura dos retalhos, com pontos interrompidos utilizando fio de seda 4-0 (Ethicon da Johnson & Johnson).

Como medicação pós-operatória, foram administrados protetor hepático [Frutoplex, 15 ml, via endovenosa (EV)] e analgésico (Dipirona, 2 mg, via intramuscular (IM), aplicada a cada 12 h, durante 3 dias). Os animais foram, então, mantidos com dieta de consistência macia e as suturas removidas, sob sedação leve, após 7 dias.

3.4.2.4 - Procedimento Cirúrgico - Fase II

Após um período de 12 semanas, os animais foram novamente anestesiados e radiografados da maneira já descrita, e, em seguida, foi obtido um retalho mucoperióstico

bilateralmente na área correspondente aos pré-molares extraídos. Este retalho foi obtido com uma incisão horizontal ligeiramente deslocada para lingual, e duas incisões verticais nas extremidades desta, para facilitar o acesso ao tecido ósseo.

Após a visualização do rebordo alveolar, foram realizadas as regularizações necessárias para remoção de espículas ou pontas ósseas proeminentes e procedeu-se à confecção dos alvéolos cirúrgicos para a inserção dos implantes.

Os sítios e a angulação para inserção dos implantes foram selecionados com base nas dimensões do rebordo alveolar, para que os implantes ficassem totalmente inseridos em tecido ósseo, sem a presença de deiscências com exposição de passos da rosca dos mesmos. A distância entre os implantes foi padronizada com o auxílio de Guias para Posicionamento de Implantes (Nobelpharma AB, Suécia), tendo sido empregada a “bandeira curta” que proporcionou uma distância fixa de 7 mm entre os implantes.

A seqüência utilizada para a confecção dos alvéolos cirúrgicos e inserção dos implantes foi a seguinte: perfuração inicial da cortical óssea com broca esférica; broca de 2,0 mm de diâmetro, broca piloto, broca de 3,0 mm de diâmetro, broca de *countersink* e confecção da rosca com macho (*bone tap*) de 3,25 mm.

Todas as brocas foram utilizadas com motor para implante BLM-500 (VK Driller-São Paulo-SP), e contra ângulo Kavo com redução 16:1, utilizando 1.500 rpm e 36 N/cm de torque, exceto o macho para confecção da rosca e a inserção dos implantes, que foram realizadas com o mesmo motor, e contra-ângulo Kavo com redução 250:1, utilizando 45 rpm e 30 N/cm de torque.

Os implantes foram inseridos de forma alternada quanto ao tipo de acabamento superficial, de modo a conseguir, no total, 12 implantes colocados, sendo 6 de cada tipo, isto é,

6 de superfície lisa e 6 revestida por hidroxiapatita conforme Tabela 3.4.2. A inserção dos implantes tipo parafuso liso e revestido por hidroxiapatita podem ser verificadas conforme as figuras 3.4.2.4.1 e 3.4.2.4.2, respectivamente. E a figura 3.4.2.4.3 pode ser verificada os parafusos implantados no rebordo ósseo alveolar do cão.

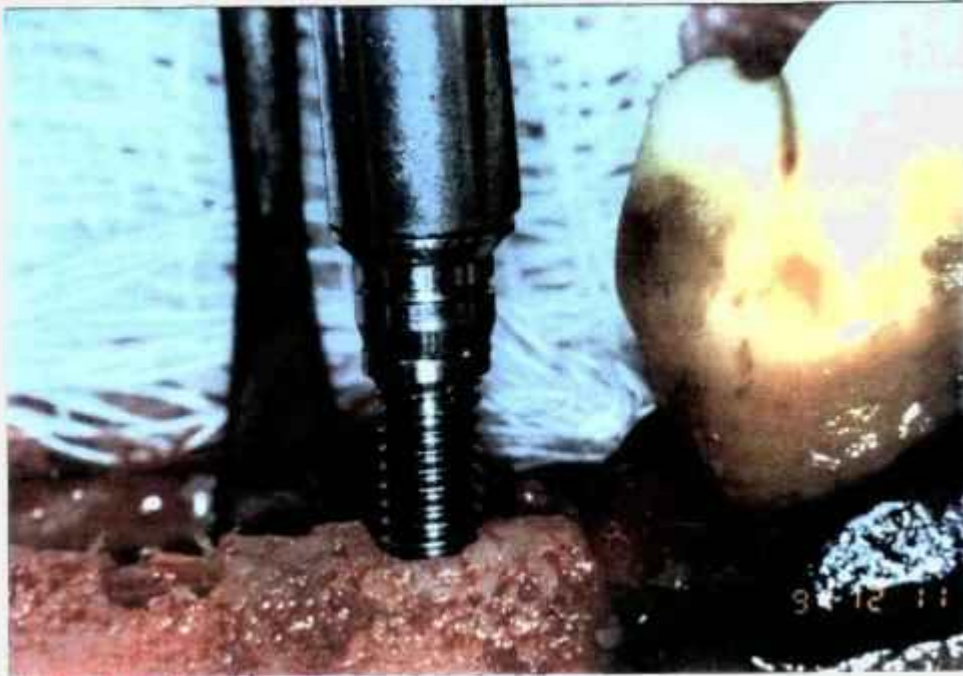


Figura 3.4.2.4.1 - Fase cirúrgica da implantação do parafuso de Ti-6Al-7Nb liso (sem revestimento de hidroxiapatita).

Tabela 3.4.2 - Esquema de inserção dos implantes em mandíbula de cão, bilateralmente.

	DIREITO			ESQUERDO		
	1°PM†	2°PM	3°PM	1°PM	2°PM	3°PM
Cão 1	liso	revestido	liso	revestido	liso	revestido
Cão 2	revestido	liso	revestido	liso	revestido	liso

PM† - Pré molar



Figura 3.4.2.4.2 - Fase cirúrgica da implantação do parafuso de Ti-6Al-7Nb revestido por hidroxiapatita pela técnica de *plasma spray*.

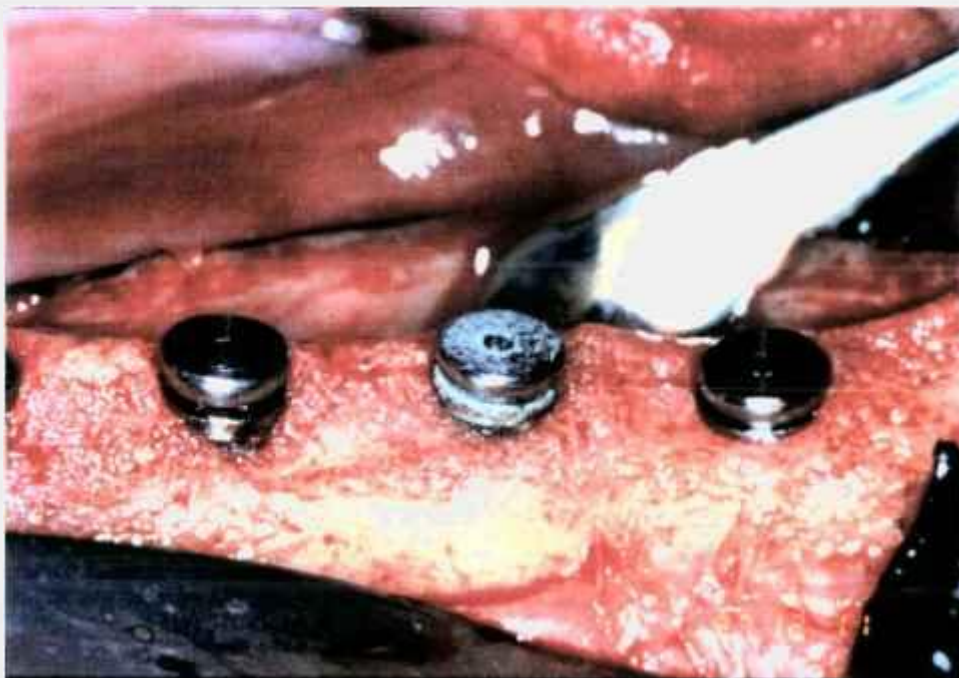


Figura 3.4.2.4.3 - Aspecto clínico dos parafusos da liga Ti-6Al-7Nb liso e revestido por hidroxiapatita implantados no rebordo ósseo olveolar do cão.

Devido à anatomia da mandíbula do cão, a inserção de um implante na região do 1^o pré-molar é, algumas vezes, impedida pela presença de um forame contendo estruturas nervosas e vasculares próximo ao rebordo alveolar e também pela projeção para distal da raiz do canino inferior. Após a inserção dos implantes, foram colocados os parafusos vedantes ou *cover screw* e os retalhos reaproximados e suturados utilizando pontos interrompidos e fio de seda 4-0 (Ethicon da Johnson & Johnson).

A medicação pós-operatória adotada incluiu antibiótico (600.000 UI de penicilina G, via intramuscular), protetor hepático (Frutoplex, 15 ml, via endovenosa) e analgésico (Dipirona, 2 mg, via intramuscular, aplicada a cada 12 horas, durante 3 dias). Os animais continuaram recebendo dieta de consistência macia, e as suturas foram removidas sob sedação leve, após 7 a 10 dias.

A partir desta etapa cirúrgica foi instituído o controle químico da placa bacteriana utilizando gel de digluconato de clorexidina a 2% (Farmácia Santa Paula, Araraquara, SP) aplicado com pincel uma vez por dia, 5 vezes por semana.

3.4.2.5 - Coleta dos Dados

Após três meses foram radiografadas as regiões dos parafusos implantados. Decorridas 4 meses da inserção dos implantes, os animais foram anestesiados da maneira já descrita e, então, sacrificados com uma dose letal de Cloreto de Potássio a 19,1%. Em seguida, foram removidas seções em bloco e colocadas em recipientes de vidro contendo solução de formol a 10% para fixação.

3.4.2.6 - Análise Histológica

A fixação é a primeira etapa da análise histológica, a fim de evitar a destruição das células por suas próprias enzimas ou por bactérias. Os espécimes foram fixados em formol a 10% por 40 dias.

A desidratação é a etapa seguinte, a fixação, onde o espécimes foram lavadas com água filtrada por 12 horas para retirar o fixador. Depois retirou-se a água presente nos tecidos pela passagem dos mesmos em banhos de concentrações crescentes de etanol (70%, 85%, 95% e 100%) por 24 horas em cada concentração. Em seguida colocou-se os espécimes em dois banhos com xilol, para que elas se tornem translúcidas e porosas por 24 e 48 horas respectivamente.

Após a desidratação esses espécimes foram inclusos em recipientes individuais e próprios para receber resina, JB-4 com endurecedor da Polysciences. O tempo de polimerização dessas amostras na resina JB-4 foi em torno de 100 dias.

Depois da inclusão, essas amostras foram cortadas num micrótomo ISOMET 2000, com disco de diamante, tendo como fluido de corte a água. Essas amostras foram cortadas na espessura de 800 μm no sentido longitudinal ao implante e coladas com éster de cianoacrilato em lâminas de poliestireno branco leitoso. Posteriormente, essas lâminas sofreram polimento mecânico com lixadas de papéis abrasivos de SiC não ferrosos (400, 600, 2400 e 4000 μm). Cada lâmina foi corada com tricrômico de Masson . Após todas as etapas acima descritas as lâminas foram microfotografadas em microscópio óptico da marca LEITZ modelo Aristoplan.

4- RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 - MICROESTRUTURA DA LIGA Ti-6Al-7Nb NACIONAL E IMPORTADA

As figuras 4.1.1 a 4.1.6 apresentam as microestruturas da liga Ti-6Al-7Nb nacional confeccionada em laboratório (preparada em forno de fusão a arco) e a importada da Inglaterra (IMI Titanium Ltda.). A microestrutura das duas amostras consiste de fase β , representada pela parte escura e de fase α acicular transformada, representada pela parte clara. Isto ocorre devido à formação da fase α a partir da fase β , no resfriamento. Nota-se que a fase α foi formada inicialmente nos contornos de grão da fase β .

Ao comparar essas amostras quanto à microestrutura, observa-se que a liga nacional possui estrutura bruta de fusão, apresenta grãos grandes heterogêneos e as fases encontram-se num emaranhado de dentritas primárias. Nesta liga de estrutura bruta de fusão, fez-se somente a microestrutura em uma só direção, observando-se grãos muito grandes. O tamanho de poros e de grãos deveriam ser o mais homogêneo possível, pois os grãos muito grandes estão mais sujeitos a corrosão.

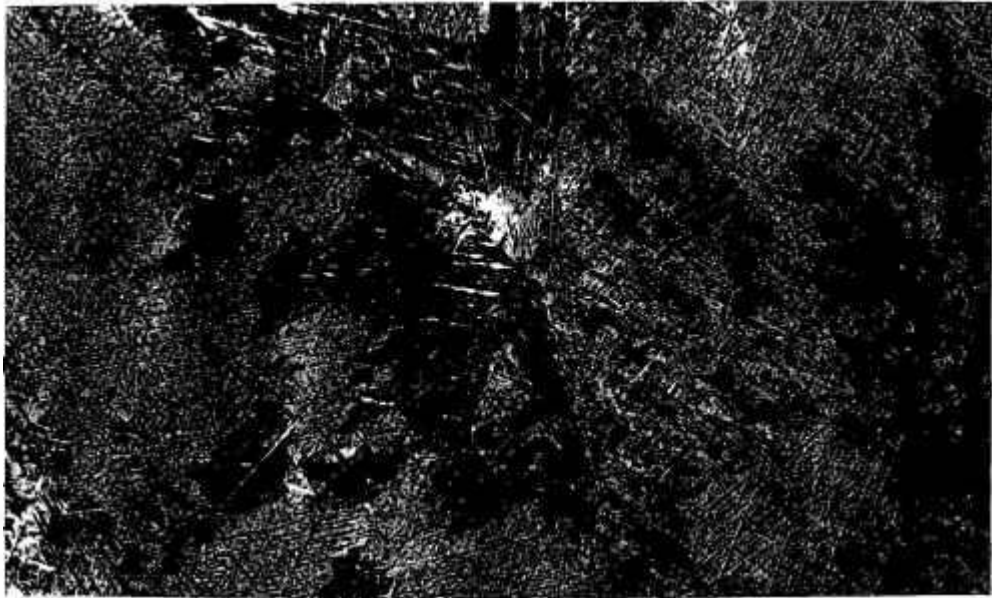


Figura 4.1.1 - Micrografia óptica da liga Ti-6Al-7Nb nacional.
Aumento: 27X



Figura 4.1.2 - Micrografia óptica da liga Ti-6Al-7Nb nacional.
Aumento: 216X

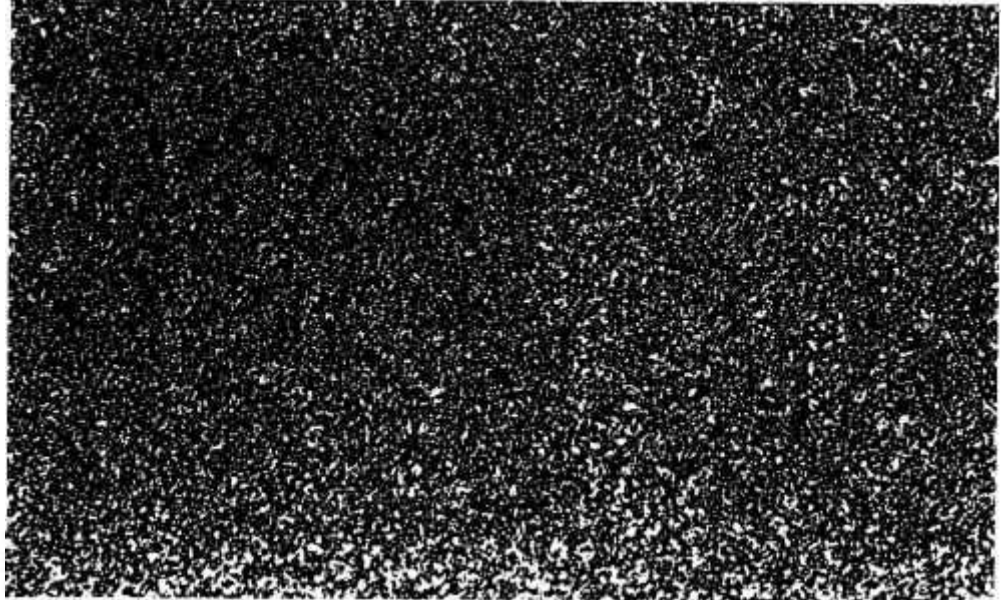


Figura 4.1.3 - Micrografia óptica da liga Ti-6Al-7Nb nacional.
Aumento: 27X - Transversal

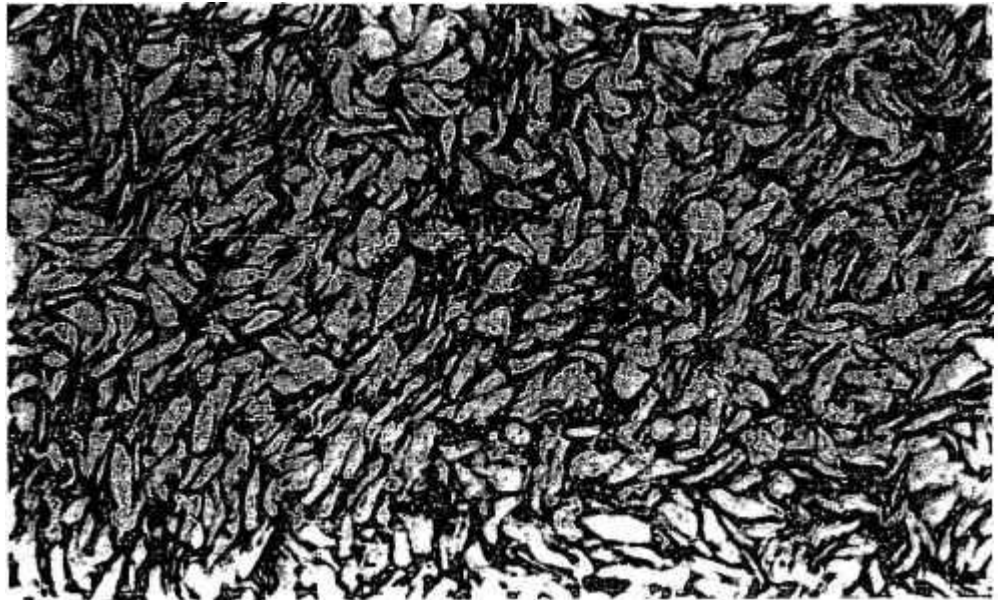


Figura 4.1.4 - Micrografia óptica da liga Ti-6Al-7Nb importada.
Aumento: 216X - Transversal

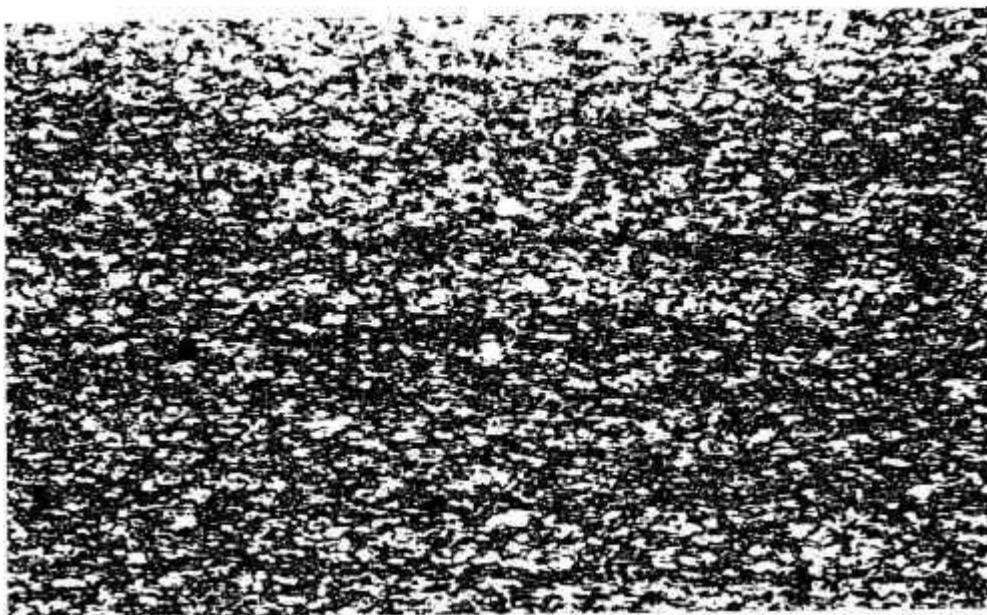


Figura 4.1.5 - Micrografia óptica da liga Ti-6Al-7Nb importada.
Aumento: 27X - Longitudinal



Figura 4.1.6 - Micrografia óptica da liga Ti-6Al-7Nb importada.
Aumento: 216X - Longitudinal

Na liga Ti-6Al-7Nb importada, por ser forjada e laminada a quente, observa-se estruturas bem definidas dentro do grão, com ripas dividindo agulhas inclinadas e vários glóbulos da fase clara. Não houve diferença na microestrutura cortada transversal e longitudinalmente, demonstrando que o processo de obtenção da liga é eficiente. Também não foi notado nenhuma diferença substancial da amostra recolhida do centro e da extremidade. Por isso, optou-se neste trabalho pela liga importada, para a continuidade dos experimentos.

4.2 - LIGA Ti-6Al-7Nb REVESTIDA POR HIDROXIAPATITA

Os revestimentos obtidos com pós de hidroxiapatita (HA) mostraram-se de fácil aspersão com a técnica *plasma-spray*, conforme pode ser verificado, no implante, na Figura 4.2.1. Na Figura 4.2.2 pode ser observado que o implante ficou totalmente revestido e a rosca do implante foi revestida e manteve a forma.

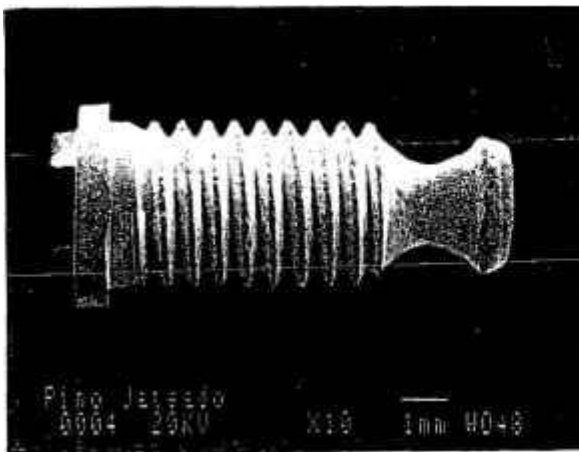


Figura 4.2.1 - Micrografia de MEV do Implante odontológico revestido por hidroxiapatita.

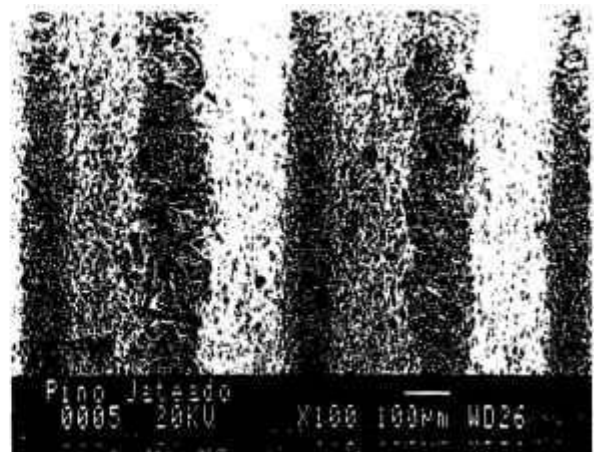


Figura 4.2.2 - Micrografia de MEV da rosca do implante odontológico revestido por hidroxiapatita

As micrografias do material revestido por HA estão representadas nas Figuras 4.2.3 e 4.2.4. Nestas micrografias é possível observar que a maioria das partículas de hidroxiapatita se

fundiram totalmente ou parcialmente durante o processo de aspersão térmica. Como a superfície inicialmente do substrato estava rugosa, o espalhamento das partículas não é uniforme, isso vai se repetindo nas camadas posteriores, por isso as lamelas vistas (de cima) parecem bastante irregulares.

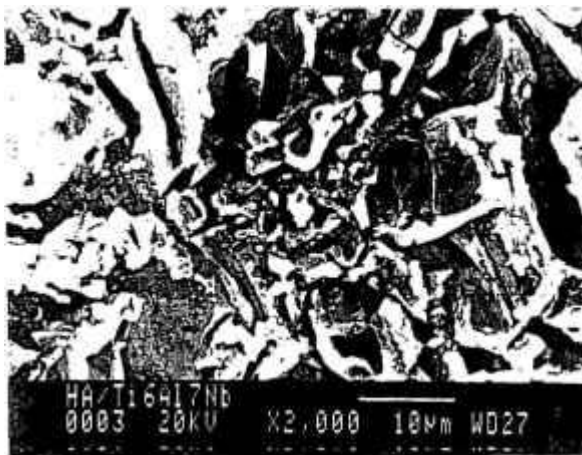


Figura 4.2.3 - Micrografia de MEV da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita

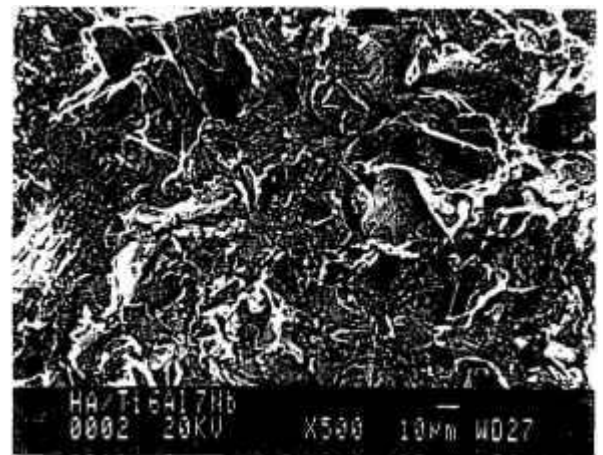


Figura 4.2.4 - Micrografia de MEV da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita

Nas Figuras 4.2.5 e 4.2.6 podem ser verificadas a adesão do revestimento de hidroxiapatita sobre o substrato (Ti-6Al-7Nb), a primeira camada depositada esta mais sinterizada e nas demais camadas nem todas sofreram a mesma edificação. Os limites entre a camada revestida e o substrato são visíveis e na Figura 4.2.6 pode-se observar as gotas achatadas e o arrancamento de partículas provavelmente devido ao corte e ao polimento; etapas necessárias na preparação do material para a microscopia eletrônica de varredura (MEV). A parte superior das figuras 4.2.5 e 4.2.6 apresentam o material de embutimento (baquelite). E na figura 4.2.7 é possível observar a porosidade da camada depositada e a região da interface liga de titânio (clara) e a hidroxiapatita (escura) não apresenta trincas visíveis, representando uma boa adesão.

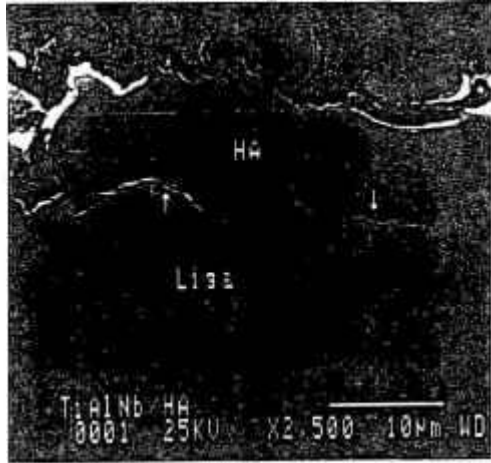


Figura 4.2.5 - Micrografia de MEV da adesão da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita

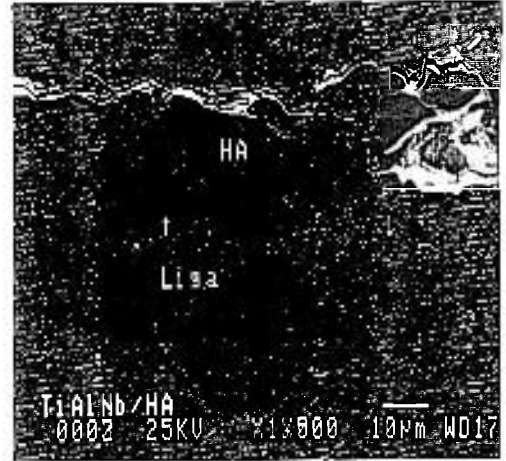


Figura 4.2.6 - Micrografia de MEV da adesão da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita

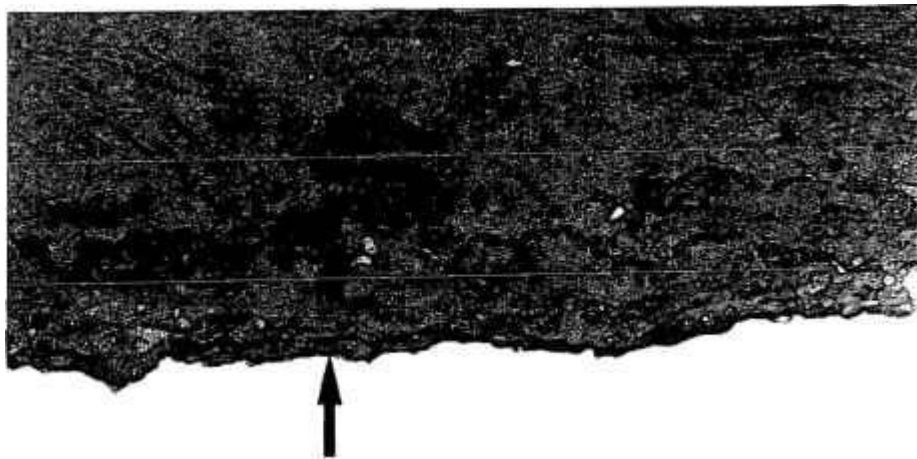


Figura 4.2.7 - Micrografia óptica da adesão da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita.
Aumento: 400X

4.3 - ANÁLISES DO PÓ DE HIDROXIAPATITA, DA LIGA Ti-6Al-7Nb REVESTIDA COM E SEM TRATAMENTO TÉRMICO

Os espectros das microanálises do pó de hidroxiapatita e da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita podem ser observados nas Figuras 4.3.1 e 4.3.2, respectivamente. Esta análise permite a determinação qualitativa dos elementos químicos. Os picos de maiores intensidades do pó de hidroxiapatita e da mostra revestida são dos elementos cálcio seguido do fósforo, e os de menores intensidades são dos elementos carbono e oxigênio. Este aparelho não detecta o hidrogênio. No espectro do pó de hidroxiapatita ocorreu o aparecimento do elemento magnésio e traços de zinco; conforme pode ser observado na Figura 4.3.1. O elemento magnésio não é tóxico e pode aparecer em pós de hidroxiapatita. Nesses espectros não foram detectados elementos tóxicos.

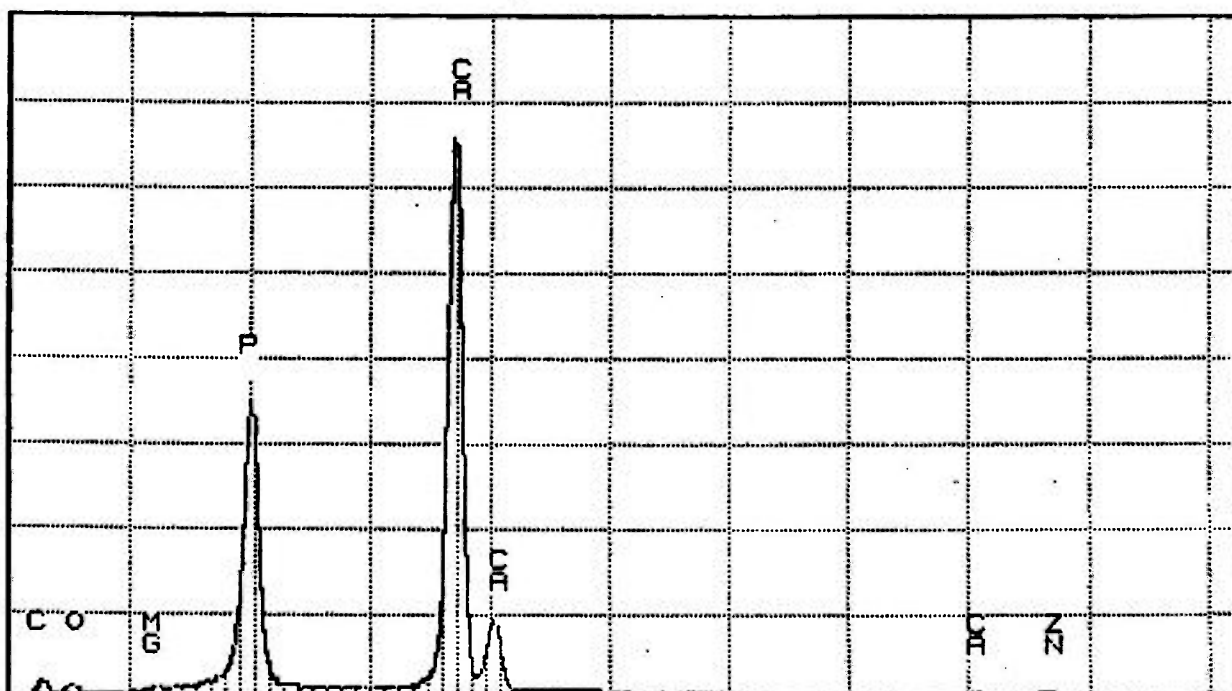


Figura 4.3.1 - Espectro da microanálise por EDS do pó de hidroxiapatita.

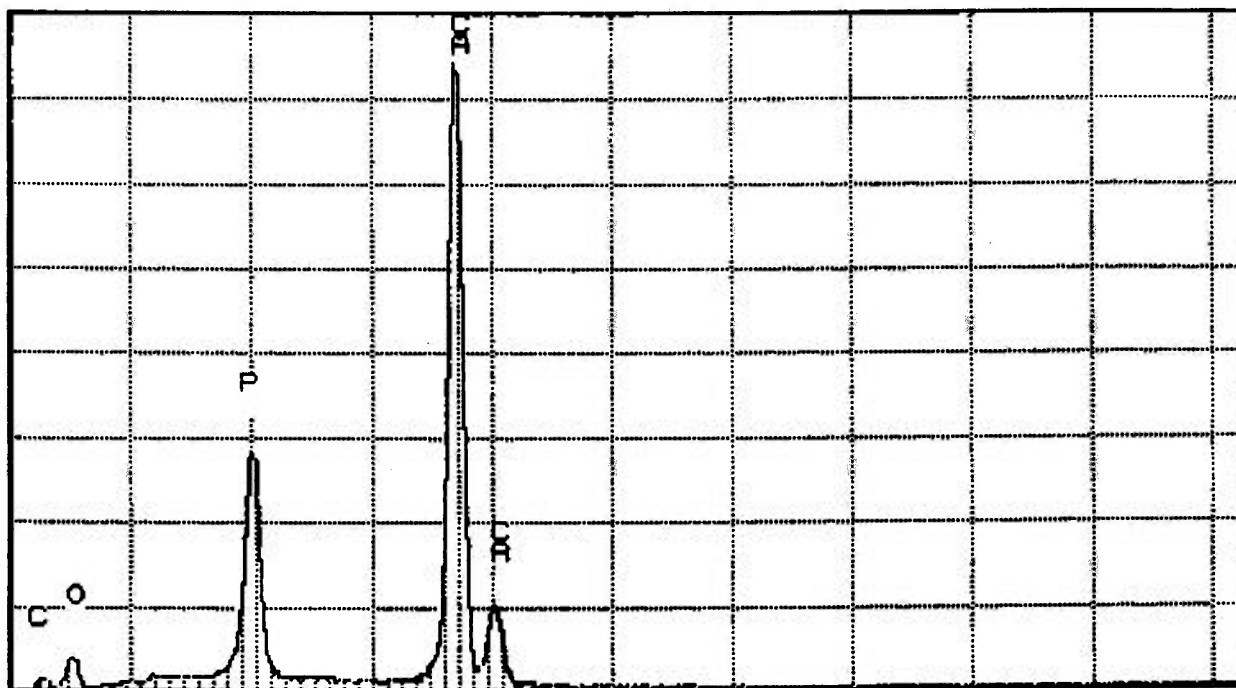


Figura 4.3.2 - Espectro da microanálise por EDS da liga Ti-6Al-7Nb revestida com hidroxiapatita.

Os espectros de difração de raios-X do pó de hidroxiapatita e da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita sem e com tratamento térmico estão apresentados nas Figuras 4.3.3, 4.3.4 e 4.3.5. Estes apresentaram resultados bastante significativos. O espectro 4.3.3, da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita com tratamento térmico e o espectro 4.3.4, da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita sem tratamento térmico apresentam a formação de hidroxiapatita e óxido de cálcio (CaO). O espectro 4.3.5 apresenta somente pó de hidroxiapatita (HA). Nesses espectros sobrepostos é possível observar que a estrutura cristalina das amostras revestidas são aproximadamente semelhantes e com uma pequena alteração do grau de cristalinidade do pó de hidroxiapatita; uma parte da hidroxiapatita se decompôs transformando-se em CaO.

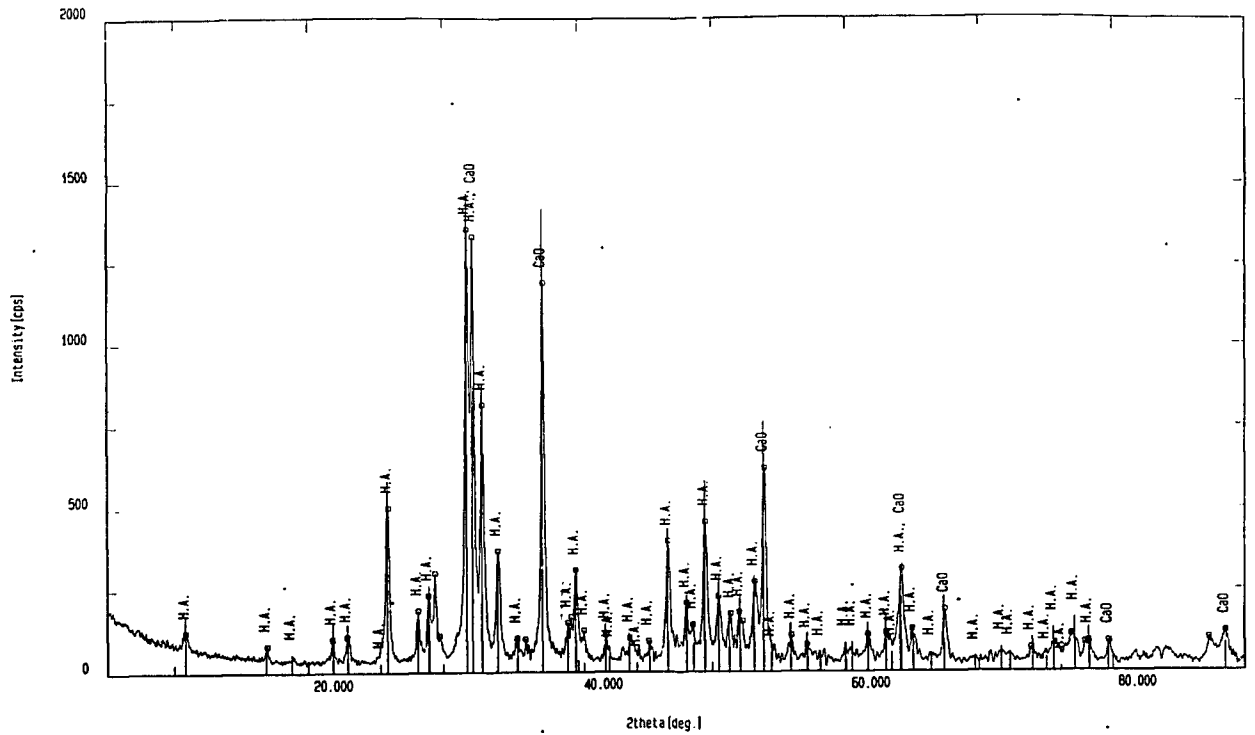


Figura 4.3.3 - Espectro de difração de raios-X. da liga Ti-6Al-7Nb revestida por HA com tratamento térmico;

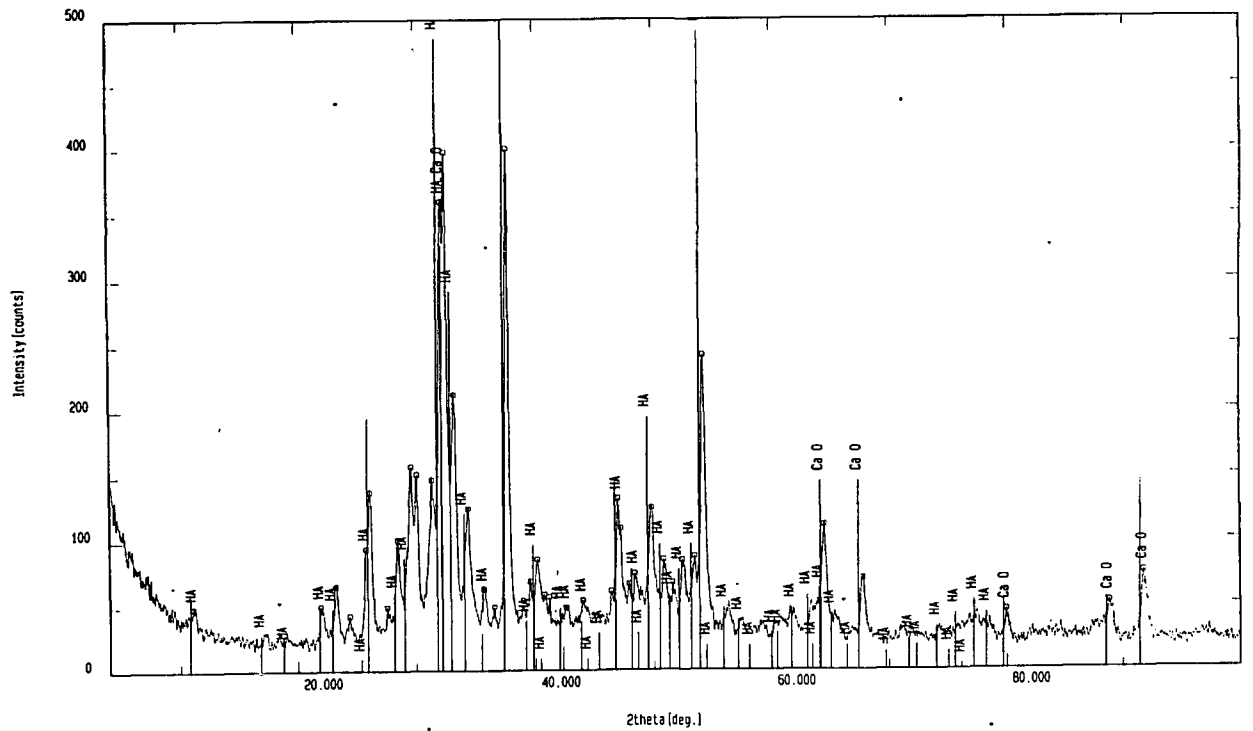


Figura 4.3.4 - Espectro de difração de raios-X. da liga Ti-6Al-7Nb revestida por HA sem tratamento térmico.

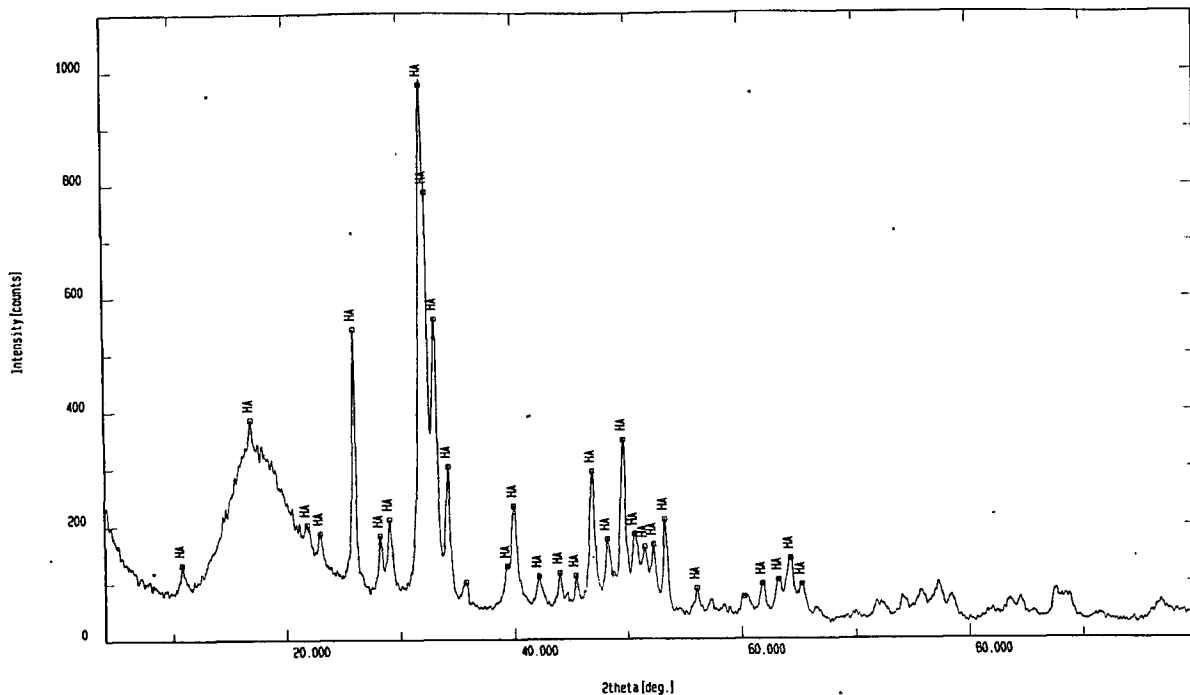


Figura 4.3.5 - Espectro de difração de raios-X do pó de hidroxiapatita.

A análise semiquantitativa pela técnica de fluorescência de raios-X determinou a porcentagem dos elementos químicos existente no pó de hidroxiapatita e nas amostras revestidas por hidroxiapatita com e sem tratamento térmico, conforme tabela.4.3.1.

Tabela 4.3.1 - Análise semiquantitativa pela técnica de fluorescência de raios-X do pó de hidroxiapatita (HA) e da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita (HA) com e sem tratamento térmico.

Elementos Químicos	Hidroxiapatita (%)	Liga + HA Sem Tratamento Térmico (%)	Liga + HA Com Tratamento Térmico (%)
Al	0,018	0,106	0,052
Si	0,057	0,496	0,147
P	10,1	6,437	6,26
Ca	37,2	45,03	46,7
Cr	0,024	0,068	0,107
Mn	0,009	0,025	<0,010
Fe	0,019	0,046	0,049
Ni	0,011	<0,010	0,049
Nb	---o---	1,25	1,25
Mg	27,9	0,057	<0,010
Na	0,074	---o---	<0,010
S	0,05	0,057	<0,010
K	0,074	---o---	<0,010

Durante a aspersão ocorreu a formação de óxido de carbono, devido a queima de aglomerante (PVA) existente no pó de hidroxiapatita, ocorrendo uma alteração da cor do revestimento. A hidroxiapatita é de cor branca e o revestimento obtido possui a cor chumbo claro. No tratamento térmico conseguiu-se um reduzido clareamento do revestimento que ocorreu no início do patamar de 400 °C. O tratamento térmico a 600 °C se mostrou mais eficiente e foi a temperatura máxima adotada neste trabalho. Conforme literatura, é nesta temperatura que ocorre a recuperação da cristalinidade do revestimento da hidroxiapatita. Durante a aspersão térmica parte do pó de hidroxiapatita funde-se no revestimento de hidroxiapatita e parte pode ser perdida na forma de água resultando num revestimento vítreo (McPHERSON et al., 1995).

A amostra revestida por hidroxiapatita que sofreu tratamento térmico apresentou uma porcentagem um pouco maior dos principais elementos que compõem a hidroxiapatita $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$, isto é, Ca e P. Este resultado era esperado porque a hidroxiapatita quando é submetida a tratamento térmico a 600 °C recupera parcialmente sua cristalinidade. As amostras revestidas por hidroxiapatita com e sem tratamento térmico comparadas com o pó de hidroxiapatita apresentam uma porcentagem maior do elemento Ca e menor do elemento P, confirmando que ocorreu uma decomposição da hidroxiapatita durante a aspersão térmica.

4.4- TESTE *IN VITRO*

Neste estudo as células osteoblásticas (OSTEO-1) cultivadas em DME + 10% soro fetal bovino + 1% solução antibiótico na presença da liga Ti-6Al-7Nb polida, da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita e da liga Ti-6Al-7Nb rugosa permaneceram aderidas e mantiveram-se em cultura por um período médio de 15 dias. Observou-se que as células plaqueadas na

densidade de 10^4 atingiram a confluência no período médio de 15 dias, mostrando que ocorreu proliferação celular nos quatro grupos.

Não foram observadas reações de citotoxicidade como inibição focal de crescimento celular na região da interface células/material de implantes. A viabilidade celular foi calculada em cada grupo no intervalo de 7 a 15 dias das culturas e podem ser observadas na tabela 4.4.

Tabela 4.4 - Viabilidade celular - Crescimento celular sobre os discos.

Grupo [§]	Período (dias)	Viabilidade	Período (dias)	Viabilidade
I	7	100 %	15	91 %
II	7	85 %	15	93 %
III	7	85 %	15	88 %
IV	7	75 %	15	84 %

GRUPO[§] I - controle (células em cultivo sem a presença de material);

GRUPO[§] II - células em cultivo sobre discos da liga Ti-6Al-7Nb polida;

GRUPO[§] III - células em cultivo sobre discos da liga Ti-6Al-7Nb revestida com hidroxiapatita (HA);

GRUPO[§] IV - células em cultivo sobre discos da liga Ti-6Al-7Nb rugosa.

Os grupos II e III apresentaram no intervalo de observação 2 a 15 dias curvas de crescimento celular muito próximas ao grupo I (controle), conforme Figura 4.4.1. No grupo II o crescimento celular mostrou-se ligeiramente maior no 15º dia. A observação de que o grupo II (polido) apresentou crescimento celular ligeiramente maior do que o grupo I (controle) nos primeiros tempos de contagem; não pode revelar com certeza de que o material liso possa “estimular” o crescimento celular. Por se tratar de um estudo *in vitro*, as condições não são controláveis e o manuseio celular durante o plaqueamento sobre os discos nem sempre é possível ser realizado exatamente igual, o que pode ter influenciado este pequeno desvio na contagem celular. O fato é verdadeiro uma vez que após o 10º dia as contagens dos grupos II e III se assemelham.

E o grupo IV apresentou no intervalo de 2 a 15 dias curva de crescimento celular menor que os grupos I, II e III. No grupo IV as amostras sofreram um jateamento abrasivo para dar rugosidade ao material. As partículas do jateamento geralmente são heterogêneas o que proporciona uma superfície muito porosa e irregular; esta superfície irregular possui pontas agudas, isto é, altos e baixos o que pode dificultar a limpeza total da amostra e com a união dessas duas hipóteses podem ter dificultado o crescimento celular neste grupo. O grupo III apresentou crescimento celular superior ao grupo IV, acredita-se que isso se deva ao fato de que as amostras revestidas não possuem superfície muito irregular como a rugosa, pois o processo de aspersão térmica tem a função de depositar partículas de hidroxiapatita na superfície rugosa; muitos dos poros são preenchidos com a hidroxiapatita o que faz da superfície das amostras revestidas porosas mas não irregulares.

A viabilidade celular entre os materiais polido e revestido por hidroxiapatita se mantiveram muito próximos dos percentuais de viabilidade observados no grupo controle. Mas o grupo IV foi menor, acredita-se que isso se deve provavelmente ao fato de que a rugosidade das amostras nesse grupo tenha inibido o crescimento celular comparativamente ao grupo controle, ao grupo polido e mesmo ao grupo revestido.

Foi constatado, por uma avaliação direta, que a cultura de células com os discos polidos mantiveram uma viabilidade celular ligeiramente superior a cultura contendo os discos revestidos e rugosos no período de 15 dias em cultivo. A morfologia celular não apresentou alteração nas placas com os discos em estudo.

Ambos os materiais revestidos ou não por hidroxiapatita permitem o crescimento celular de osteoblastos dentro dos parâmetros do controle utilizado. A morfologia celular não apresentou alteração em nenhum dos grupos estudados. As Figuras 4.4.2 a 4.4.6 apresentam as micrografias das culturas celulares no 15º dia na ausência e na presença dos materiais estudados.

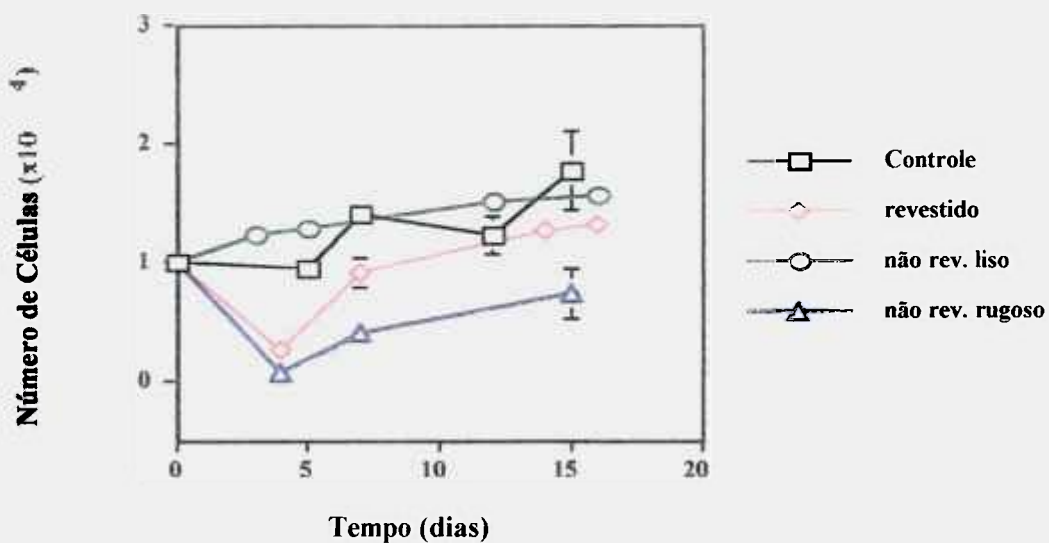


Figura - 4.4.1 - Curvas de crescimento de células osteoblásticas cultivadas sobre os discos controles, revestidos, polidos e rugosos. Este gráfico mostra o número de células (10^4) em função do tempo. Cada ponto representa a média \pm o erro da média da contagem de três placas por grupo e por tempo.



Figura 4.4.2 - Microscopia óptica das células osteoblásticas cultivadas em placa controle no 15º dia de cultura (ausência de material).
Aumento: 50X

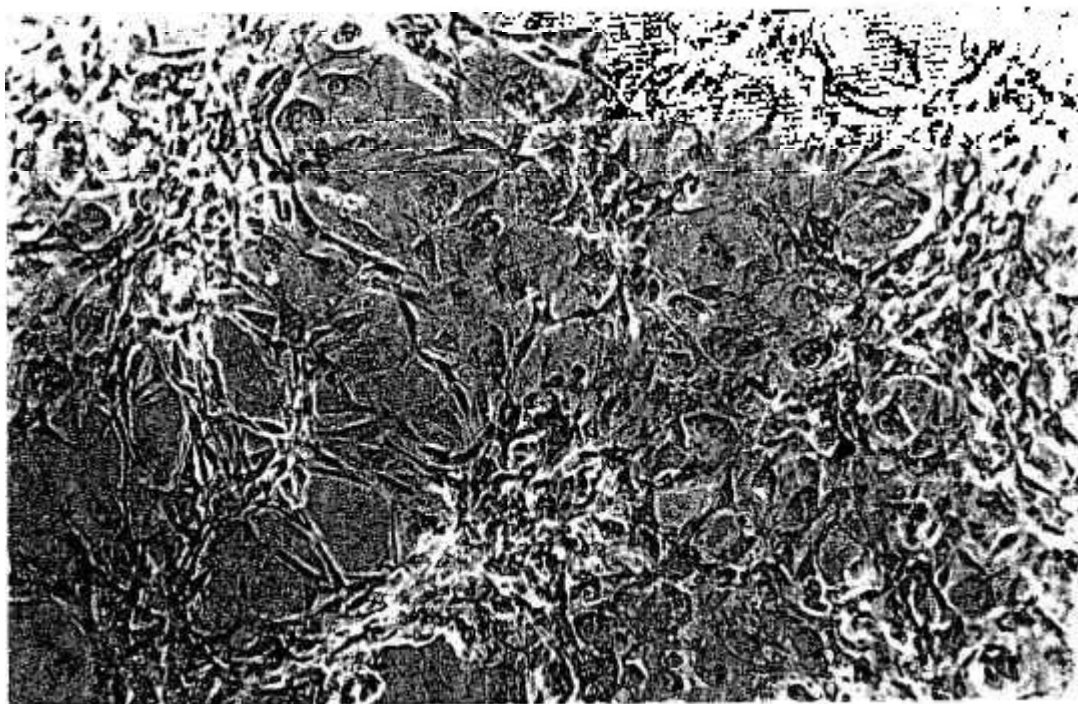


Figura 4.4.3 - Microscopia óptica das células osteoblásticas cultivadas em presença de disco da liga Ti-6Al-7Nb polido.
Aumento: 50X

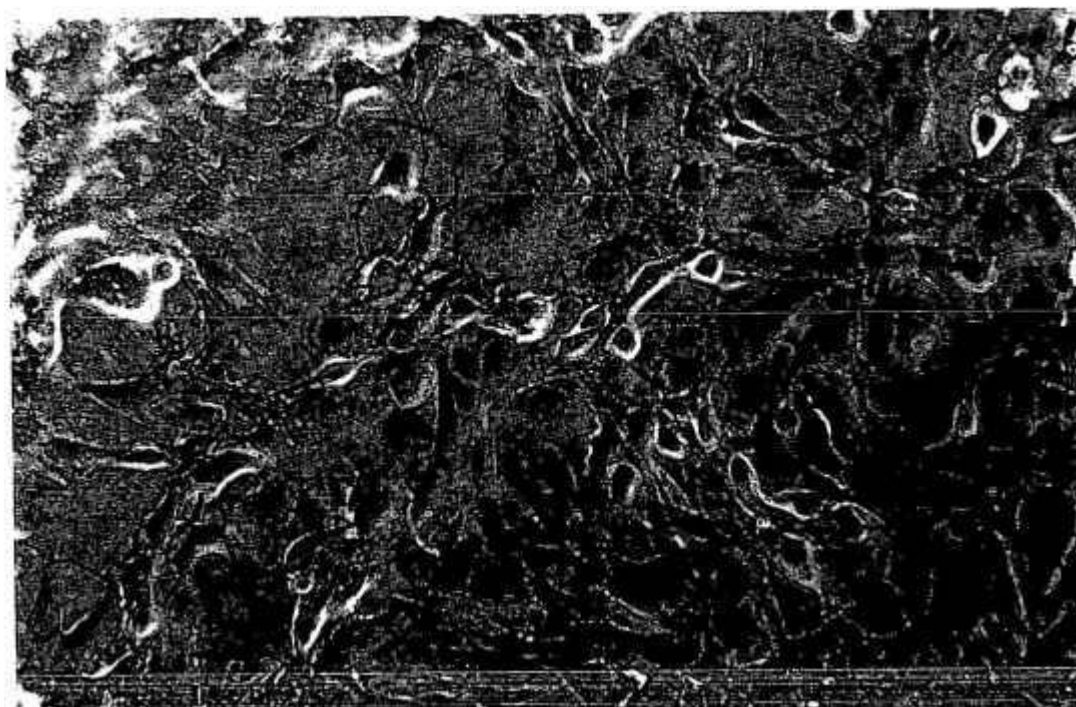


Figura 4.4.4 - Microscopia óptica das células osteoblásticas cultivadas em presença de disco da liga Ti-6Al-7Nb polido.
Aumento: 100X

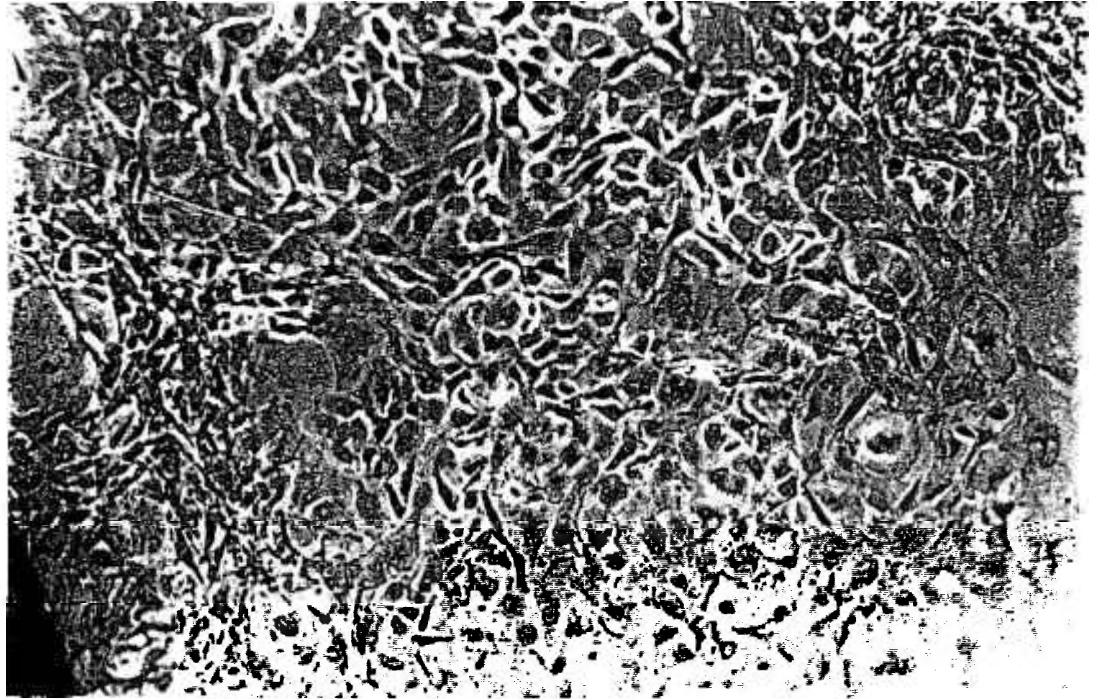


Figura 4.4.5 - Microscopia óptica das células osteoblásticas cultivadas em presença de disco da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita.
Aumento: 50X

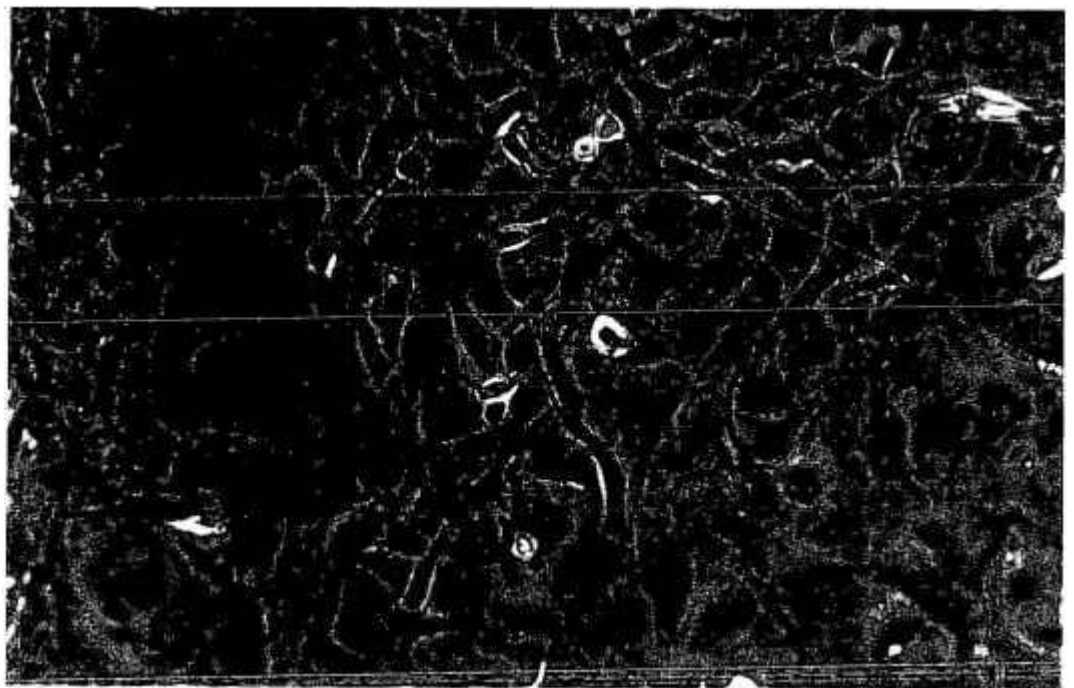


Figura 4.4.6 - Microscopia óptica das células osteoblásticas cultivadas em presença de disco da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita.
Aumento: 100X

4.5- TESTE *IN VIVO*

Após três meses da implantação foi realizada uma radiografia dos implantes parafusos e essa imagem radiográfica sugere que não houve reabsorção óssea, houve a formação de tecido ósseo em volta dos implantes e verificou a neoformação óssea. Os implantes permaneceram estáveis no sítio de implantação, conforme Figura 4.5.1.

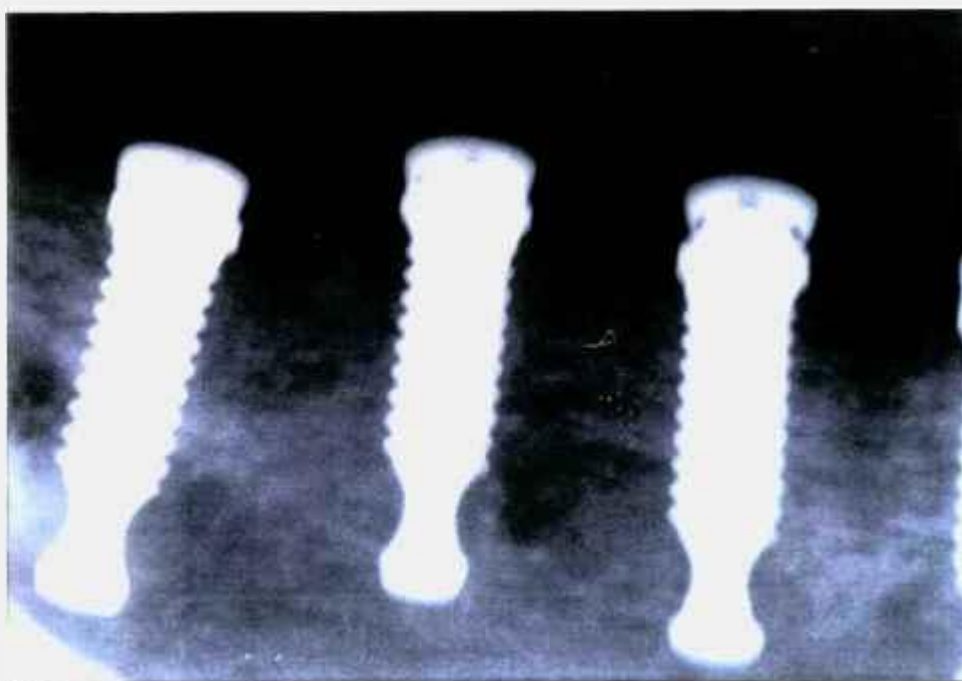


Figura 4.5.1 - Aspecto radiográfico dos três parafusos implantados após três meses.

As lâminas em cortes histológicos foram levadas ao microscópio óptico onde puderam ser observados a formação de material extra-celular tais como colágenos e o crescimento de células ósseas. As etapas histológicas estão sendo representas por cores, isto é, o rosa são os colágenos, o azul-claro corresponde ao início da calcificação, o azul-escuro ao osso já calcificado por ocorrência de inserção do implante e o preto o implante. Verificou-se que o osso está envolvendo o implante e invadiu as helicóides de sua parede. Não foram encontradas reações de infecção, conforme Figura 4.5.2.



Figura 4.5.2 - Microscopia Óptica de corte histológico de implante Ti-6Al-7Nb, mostrando as etapas ocorridas com as suas cores. Rosa colágenos; azul-claro início da calcificação; azul-escuro osso calcificado e preto implante. Aumento: 126X

Não foi observado desprendimento de hidroxiapatita do revestimento na superfície do implante. Os resultados mostram lamelas ósseas aderidas à superfície do implante, conforme Figura 4.5.3. Verificou-se, também, a presença de tecido conjuntivo em contato com a superfície do implante, conforme Figuras 4.5.2 e 4.5.3.

O número de fibroblastos aderentes aos implantes de Ti-6Al-7Nb liso e o revestido por hidroxiapatita foi semelhante. Quando os fibroblastos se ancoravam, cresciam bem em ambos os tipos de superfície. A distribuição de tecido calcificado e conjuntivo parecia ser aleatório, pois vimos o mesmo aspecto na região do colo, conforme a Figura 4.5.4; dos passos (helicóides) do parafuso, conforme a 4.5.5 e da base, conforme a Figura 4.5.6.



Figura 4.5.3 - Microscopia Óptica de corte histológico de implante Ti-6Al-7Nb revestido por hidroxiapatita, mostrando lamelas ósseas aderidas à superfície do implante e a presença de tecido conjuntivo em contacto com o implante.
Aumento: 126X

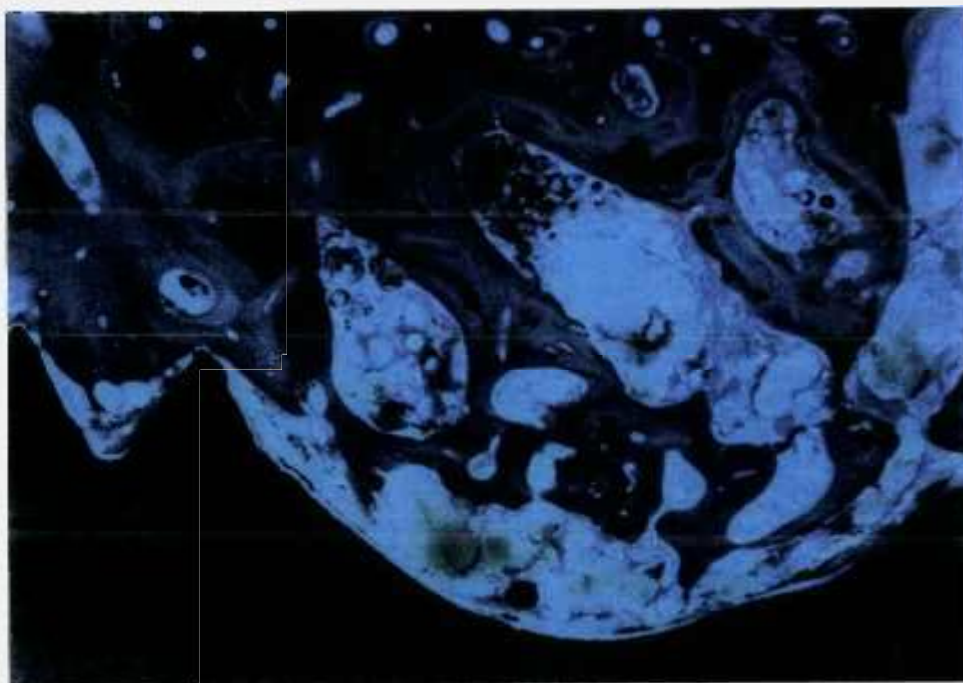


Figura 4.5.4 - Microscopia Óptica de alvéolo criado para implante com técnica de ultravioleta. Crescimento e ancoragem de fibroblastos na região do colo do implante de Ti-6Al-7Nb.
Aumento: 126X



Figura 4.5.5 - Microscopia Óptica de alvéolo criado para implante com técnica de ultravioleta. Crescimento e ancoragem de fibroblastos na região dos passos do implante de Ti-6Al-7Nb.
Aumento: 126X

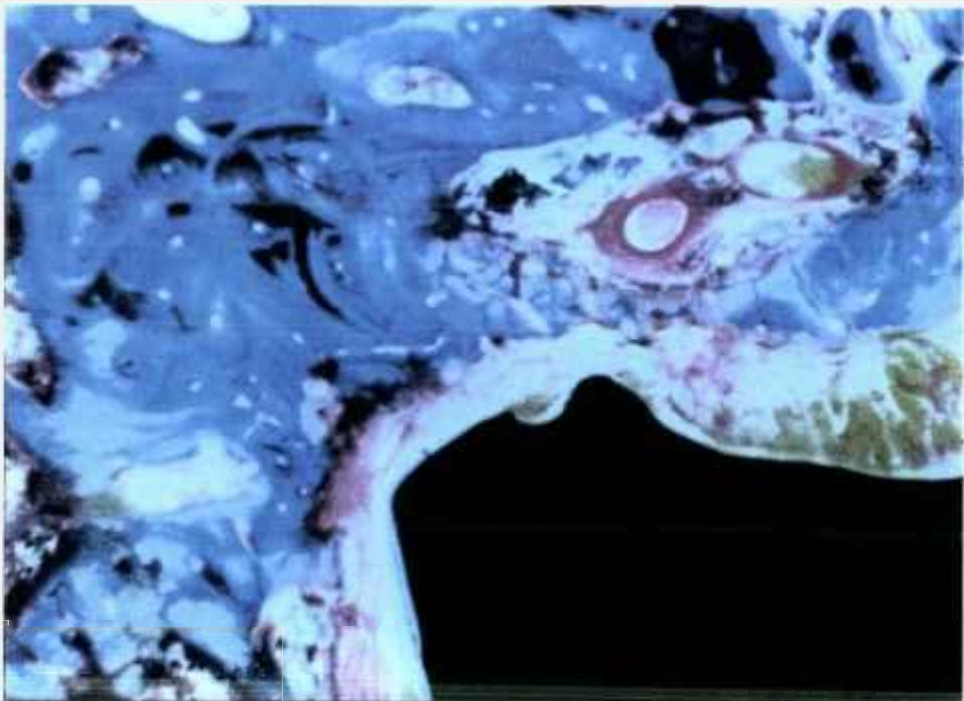


Figura 4.5.6 - Microscopia Óptica de corte histológico de implante Ti-6Al-7Nb. Crescimento e ancoragem de fibroblastos na superfície da base do implante.
Aumento: 126X

Em algumas áreas verificou-se o crescimento de processos ósseos em direção ao implante, conforme está evidenciado nas Figuras 4.5.7 e 4.5.8. Este fato comprova a biocompatibilidade do material.



Figura 4.5.7 - Microscopia Óptica de corte histológico de implante Ti-6Al-7Nb revestido por hidroxiapatita, mostrando o processo de crescimento ósseo em direção ao implante. **Aumento: 126X**

Constatou-se, conforme a Figura 4.5.9, que a ossificação se processa em etapas (azul-claro) e que esta ossificação é do tipo de camadas concêntricas. O canal central destes anéis abriga o vaso sanguíneo que vai nutrir todo o osteoma (unidade estrutural do osso). Isto significa que se forma um osso passível de plasticidade e não de um osteóide.



Figura 4.5.8- Microscopia Óptica de corte histológico de implante Ti-6Al-7Nb revestido por hidroxiapatita, mostrando o processo de crescimento ósseo em direção ao implante. **Aumento: 126X**

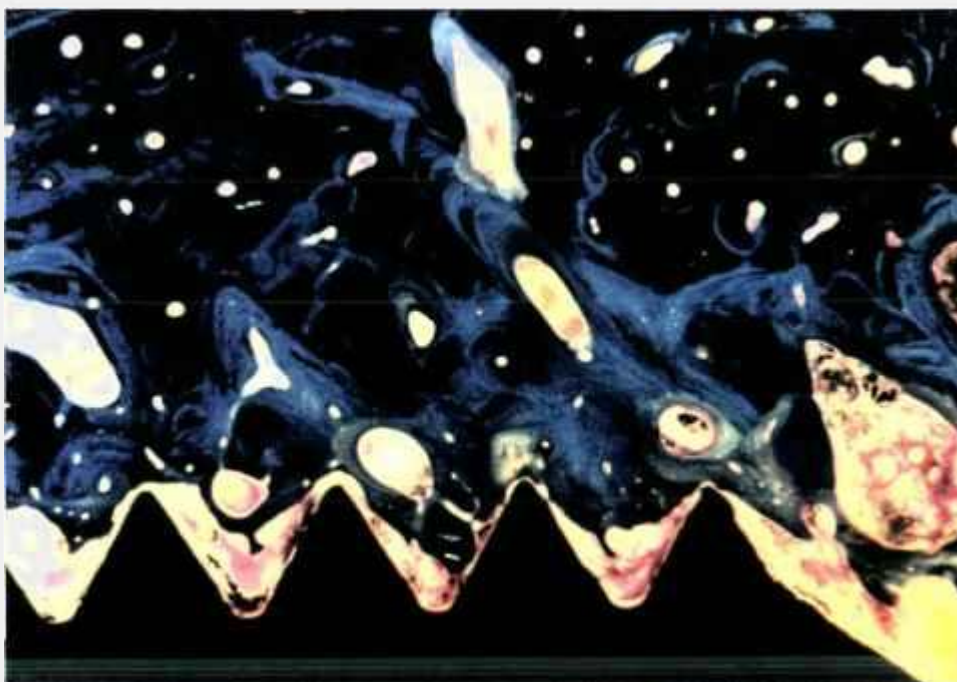


Figura 4.5.9- Microscopia Óptica de corte histológico de implante Ti-6Al-7Nb. Ossificação tipo camadas concêntricas e formação de osso passível de plasticidade. **Aumento: 126X**

Observou-se, também, as reações teciduais frente a implantação no cão 1 foi ligeiramente superior ao cão 2. O implante da liga Ti-6Al-7Nb revestido por hidroxiapatita apresentou no cão 1 um espessamento lamelar do osso situado ao redor do implante maior que a do cão 2.

5 - CONCLUSÕES

Os resultados obtidos a partir dos experimentos realizados nesta tese permitiram as seguintes conclusões:

1) A comparação das ligas Ti-6Al-7Nb nacional e importada pela análise microestrutural, revelou que a liga Ti-6Al-7Nb importada apresenta uma microestrutura mais refinada que a nacional. Provavelmente, isto se deva ao fato de que a liga Ti-6Al-7Nb é laminada e a nacional está no estado bruto de fusão.

2) Ainda comparando as ligas Ti-6Al-7Nb nacional e importada pela análise microestrutural, a liga Ti-6Al-7Nb importada possui tamanho médio de grão menor que a nacional; o material que apresenta maior tamanho médio de grão está mais sujeita à corrosão, portanto deverá ter um pior desempenho em uso como biomaterial.

3) As amostras revestidas por hidroxiapatita pela técnica de *plasma-spray*, apresentaram microestruturas com alta porosidade devido a rápida passagem das partículas pela chama, distribuição não-uniforme das partículas na chama e temperatura elevada num tempo curto o que gera baixa densificação.

4) O revestimento apresentou boa adesão na interface da camada revestida sobre o substrato, observada pela microscopia eletrônica de varredura (MEV)

5) As microanálises permitiram verificar que a camada de revestimento se tratava de uma cerâmica de cálcio e fósforo.

6) Na análise de difração de raios-X pode-se verificar que a camada produzida pelo revestimento é constituída de hidroxiapatita (HA) e óxido de cálcio (CaO). A formação de CaO provavelmente ocorreu devido a aspersão térmica e houve uma ligeira alteração com o tratamento térmico.

7) Verificou-se pela análise semiquantitativa, pela técnica de fluorescência de raios-X, que as amostras da liga Ti-6Al-7Nb puro e da liga Ti-6Al-7Nb revestida por hidroxiapatita com e sem o tratamento térmico apresentaram pequenas alterações dos elementos químicos.

8) Por meio dos testes de biocompatibilidade *in vitro* realizados nas ligas Ti-6Al-7Nb polida, revestida por hidroxiapatita e rugosa, verificou-se que nenhuma delas apresentou efeito citotóxico nas células osteoblásticas no período de estudo de 15 dias; demonstrando crescimento celular, capacidade proliferativas das células e manutenção de viabilidade no período estudado.

9) Ocorreu uma osteointegração *in vivo* entre os implantes de Ti-6Al-7Nb com e sem revestimento. Essa ancoragem e a osteointegração são o resultado promissor na estabilização de implantes endósteos. A revascularização no implante revestido com hidroxiapatita, poroso foi rápida; a reabsorção e regeneração óssea ocorreram na presença de osteoblastos e osteoclastos ativos que evidenciam a plasticidade do tecido ósseo.

6 - SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

1) Fazer deposição da hidroxiapatita sobre a liga Ti-6Al-7Nb, utilizando outros parâmetros de processo, para verificar as melhores condições.

2) Estudar o *design* (formato) mais adequado do implante, baseando-se na literatura e em experiências práticas dos implantologistas. Sugere-se que se utilize o método dos elementos finitos no desenvolvimento desse *desing* baseando-se na biomecânica da região.

3) Fazer o seguimento das implantações em cães por um tempo maior, para estudar a resistência mecânica desses implantes a longo prazo, ou seja, fazer ensaios de biofuncionalidade.

4) Estudos quantitativos sobre a adesão da hidroxiapatita à liga de titânio, através de ensaios com adesivos ou flexão quatro pontos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABATANGELO, G.; BARBUCCI, R.; BRUN, P.; LAMPONI, S. Biocompatibility and Enzymatic Degradation Studies on Sulphated Hyaluronic Acid Derivatives. *Biomater.*, 18(21):1411-15, 1997.
- ALBREKTSSON, B. & ALBREKTSSON, T. Physical and Mechanical Properties of Implant Materials. *Acta. Orthop. Scand.*, 59(2):202-03, 1988.
- ALLEN, K. W. Some Reflections on Contemporary Views of Theories of Adhesion. *Int. J. Adhes. Adhes.*, 13(2), April, 1993.
- ASM-COMMITTEE ON TITANIUM AND TITANIUM ALLOYS. Introduction to Titanium and its Alloys. In: AMERICAN SOCIETY FOR METALS. Metals handbook. 9^o ed. Metals Park, OH, 1980. v.3, p.353-406.
- AWS-AMERICAN WELDING SOCIETY. *Thermal Spraying*. 3 ed. Miami, FL, 1991. v.1, p.26-27.

- AMSTUTZ, H.C. Biomaterials for Artificial Joints. *Orthop. Clin. N. Am.*, 4(2): 235-48, 1973.
- AOKI, H. Hydroxyapatite of Great Promise for Biomaterials. Trans. Int. Symposium of Strategy of Innovation in Medical Processing. Japan, p.107-12, 1988.
- AOKI, H. Hydroxyapatite Coating on Metals. In: SCIENCE AND MEDICAL APPLICATIONS OF HYDROXYAPATITE. Tokyo, JAAS, p. 123-136, 1991.
- BARDES, B.P. & KORB, L.J. Guidelines for Selection of Material. In: AMERICAN SOCIETY FOR METALS. *Metals handbook*. 9 ed. Metals Park, OH, 1980. v. 3, p.835-837.
- BELILES, R.P. Toxicity of Metal Powders. In: AMERICAN SOCIETY FOR METALS. *Metals handbook*. 9 ed. Metals Park, OH, 1984. v.7, p.201-208.
- BERGMANN, C.P. Projeção por Plasma de Camadas Cerâmicas sobre Substratos Cerâmicos - Influência das Tensões Térmicas Residuais sobre a Aderência Final. In: 9º CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DOS MATERIAIS, dez. 9-12, 1990, Água de São Pedro. São Paulo: v.1, p. 118-122.
- BERGMANN, C.P. Deposição por Plasma de Camadas Cerâmicas. Parte I: Medida da Temperatura Interfacial Durante o Processo. *Cerâmica.*, 39(260):17-20, 1993.
- BERSCHT, P.C.; NIES, B.; LIEBENDÖRFER, A.; KREUTER, J. In Vitro Evaluation of Biocompatibility of Different Wound Dressing Materials. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 6(4):201-05, 1995.

BEUMER III, J. & LEWIS, S.G. *Sistema de Implantes Branemark*. São Paulo, SP: Pancast, 1993.

BLACK, J. Systemic Effects of Biomaterials. *Biomater.*, 5(1):11-18, 1984.

BLACK, J. *Orthopaedic Biomaterials in Research and Practice*. London, Churchill Livingstone, 1988.

BLACK, J. *Biological Performance of Materials Fundamentals of Biocompatibility*. New York, N.Y.: Marcel Dekker, 1992.

BORETOS, J.W. Advances in Bioceramics. *Adv. Ceram. Mater.*, 2(1):15-20, 1987.

BOSCHI, A.O. "O que é necessário para que um material possa ser considerado um biomaterial?". In: 50º CONGRESSO ANUAL DA ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE METALURGIA E MATERIAIS, Agosto 1-4, 1995, São Pedro. São Paulo: ABM, 1996. v.6, p.43-53.

BRADASCHIA, A. *Corrosão e Tratamentos Superficiais dos Metais*. São Paulo, ABM, 1971.

BRANEMARK, P.I.; ZARB, G.A.; ALBREKTSSON, T. *Tissue-Integrated Prosthesis Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago, Quintessence, 1985.

CARR, A.B.; GERARD, D.A.; LARSEN, P.E. Quantitative Histomorphometric Description of Implant Anchorage for Three Types of Dental Implants Following 3 Months of Healing in Baboons. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 12(6):777-84, 1997.

- CESCHIN, J.R. *O Implante na Reabilitação Bucal*. São Paulo, SP.: Panamed, 1984.
- CHEANG, P. & KHOR, K.A. Addressing Processing Problems Associated with Plasma Spraying of Hydroxyapatite Coatings. *Biomater.*, 17(5):537-44, 1996.
- CHEN, G.; SUN, Z.; ZHOU, X. Oxidation of Intermetallic Alloys in Ti-6Al-7Nb Ternary System. *J.Sci. Eng.*, 48(11):939-46, 1992.
- COHEN, J. *Metals Implants: Histological Background and Biological Response to Implantation*. London: L. Rubin, 1983, p.46-61
- COLLINGS, E.W. *The Physical Metallurgy of Titanium Alloys*. Metals Park, American Society for Metals, Ohio, 1983.
- COVINGTON, L.C. Corrosion Resistance of Titanium. In: AMERICAN SOCIETY FOR METALS. *Metals handbook*. 9^o ed. Metals Park, OH, 1980. v.3, p.413-17.
- CUDA, J.; MCKINNON, R.G.; BAKER, P. Gamma Irradiators. *Radiat. Prot. Manage.*, 6(1):33-42, 1989.
- CUTRIGHT, D.E. Dental implants. In: Rubin, L.R. *Biomaterials in Reconstructive Surgery*. The C. V. Mosby. London, 1983. p.647-661.
- DEBONI, M.C.Z. *Hidroxiapatita em Odontologia. Principais Aspectos do seu uso na Recomposição do Rebordo Alveolar Mandibular*. São Paulo: 1991. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia da Univ. Est. de São Paulo (USP).

- DEBONI, M.C.Z.; NUNES, F.D.; CASTRUCCI, A.M. Comparação de Métodos de Obtenção de Cultura Primária de Osteoblastos. IX REUNIÃO DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICAS, Águas de São Pedro, SP. *Anais SBPqO*, v.9, 232a, 1993.
- DEBONI, M.C.Z. *Obtenção e Caracterização de Linhagem de Células Osteoblásticas*, São Paulo: 1995. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia da Univ. Est. de São Paulo (USP).
- DONACHIE, M.J. *Introduction to Titanium and Titanium Alloys*. Metals Park, American Society for Metals, Ohio, 1982.
- FILIAGGI, M. J. Characterization of the Interface in the Plasma-Sprayed HA Coating/Ti-6Al-4V Implant System. *J. Biomed. Mater. Res.*, 25:1211-29, 1991.
- FILIAGGI, M.J. & PILLIAR, R.M. Mechanical Testing of Plasma-Sprayed Ceramic Coating on Metal Substrates: Interfacial Fracture Toughness and Tensile Bond Strength. *J. Mater. Sci.*, 26(19):5383-95, 1991.
- FLOWER, H.M. Microstructural Development in Relation to Hot Working of Titanium Alloys. *Mater. Sci. Technol.*, v. 6, Nov., p. 1082-1092, 1990.
- FRAKER, A.C. & RUFF, A.W. Metallic Surgical Implants: State of Art. *J. Met.*, May, p.22-28, 1977.
- FRAME, J.W. Hydroxyapatite as a Bone Substitute in the Jaws. *Biomater.*, v.2, p.19-22, 1981.

- FRESHNEY, R.I. Biology of the Cultured Cell. In: R.I. Freshney *Culture of Animal Cells - A Manual of Basic Technique*. Wisley-Liss. 1990, p.1-13.
- GENTIL, V. *Corrosão*. Rio de Janeiro, Guanabara, 1987.
- GERDEMAN, D.A. & HECHT, N.L. *Arc Plasma Technology in Materials Science*. Wien, Springer-Verlag, 1972, p. 11-48.
- GOTMAN, I Characteristics of Metals Used in Implants. *J. Endourol.*, 11(6):383-89, 1997.
- HAMAN, J.D.; BOULWARE, A.A.; CRAWMER, D.E. High-Velocity Oxyfuel Thermal Spray Coatings for Biomedical Applications. *J. Therm. Spray Technol.*, 4(2):179-84, 1995.
- HEISE, V.; OSBORN, J.F.; DUWE, F. Hydroxyapatite Ceramic as Bone Substitute. *Int. Orthop.*, 14:329-38, 1990.
- HENCH, L.L. & ETHRIDGE, E.C. *Biomaterials na Interfacial Approach*. New York, N.Y.: Press, 1982.
- HENCH, L.L. Bioceramics: From Concept To Clinic. *J. Am. Ceram. Soc.*, 74(7):1487-1510, 1991.
- HENCH, L.L. & WILSON, J. An Introduction to Bioceramics. London, England: World Scientific, 1993.

HERMAN, H. Plasma-sprayed Coatings. *Sci. Am.*, Sept.: 78-83, 1988.

HOLAND, W; VOGEL, W; NAUMANN, K.; GUMMEL, J. Interface Reactions Between Machinable Glass-Ceramic and Bone. *J. Biom. Mater. Res.*, 19:303-12, 1985.

HOMSY, C.A. Implant Stabilization Chemical and Biomechanical Consideratios. *J. Biomed. Mater. Res.*, 4:341-56, 1970.

HOMSY, C.A. Bio-Compatibility in Selection of Materials for Implantation. *Orthop. Clin. N. Am.*, 4(2):295-310, 1973.

IARC - International Agency for Research on Cancer, Chromium and Chromium Compounds. In: IARC Monographs on the Evaluation of the Carcinogenic Risk of Chemical to Humans, 23, Switzerland, 1989, p.205-324.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. Systematic Approach to Biological Evaluation Draf International Standard. 1990. (ISO-TC194-WG 1).

INTERNACIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *Biological Evaluation of Medical Devices*. April 15, 1992. [ISO 10993-1:1992(E)-1° ed. p.3, subclause 5.2].

INTERNACIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *Biological Evaluation of Medical Devices*. Part 5: Tests for Cytotoxicity: In Vitro Methods. December 15, 1992. [ISO 10993-5:1992(E)-1° ed. p.1-7, subclause 5.2].

JACOBSON, L.A. & MCKITTRICK, J. Rapid Solidification Processing. *Mater. Sci. Eng.*, R11(8):388-90, 1994.

JANES, S. Flame and Plasma Spraying, Ceramic Monographs. *Supplement Interceram*, 36(1.4.6.):1-10, 1987.

JUNQUEIRA, L.C. & CARNEIRO, J. *Histologia Básica*. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1979. p. 133-156.

KASEMO, B. & LAUSMAA, J. Surface Properties and Processes of the Biomaterial-Tissue Interface. *Mater. Sci. Eng.*, C1(3):115-19, 1994.

KINOLOCH, A.J. Fracture Mechanics of Interface: the Role of Residual Stresses. *J. Mater. Sci.*, 26:6260-70, 1991.

KIRCHNER, U.L.; MENDONÇA, L.L.; COSTA, R.N. *Educação para a Saúde Bucal*. Belo Horizonte, MG.: Editora UFMG, 1992.

KHOR, K.A.; YIP, C.S.; CHEANG, P. POST-Spray Hot Isostatic Pressing of Plasma Sprayed Ti-6Al-4V/Hydroxyapatite Composite Coatings. *J. Mater. Proces. Technol.*, 71:280-87, 1997.

KHUR, K.A. & CHEANG, P. Characterization of Plasma Sprayed Hydroxyapatite Powders and Coatings. In: THERMAL SPRAY COATINGS: RESEARCH, DESIGN AND APPLICATIONS, June 7-11, 1993 Anaheim. *Proceedings of the 5th National Thermal Spray Conference*. Califórnia, 1993, p.347-52.

- LARSON, F.G. For Medical Implants. *Med. Device Diagn. Ind.*, April, p. 35-40, 1994.
- LEREIM, P. Mechanical Properties of Cortical and Cancellous Bone. *Acta Orthop. Scand.*, 59(2):215-16, 1988.
- LeGEROS R.Z. *Calcium Phosphates in Oral Biology and Medicine*. London: Kanger, 1991.
- LIMA, R.S. *Microestruturas de Aluminas Processadas por Aspersão Térmica*, Porto Alegre: 1995. Dissertação (Mestrado) - Eng. Metalúrgica e dos Materiais da Univ. Fed. do Rio Grande do Sul (UFRGS).
- LUTS, E.K. Plasma Ceramics. *Powder Metall. Int.*, 25(3):131-37, 1993.
- MARIANO, C.S.T.P. & CAMPOS, L.L. Dosimetria de Campo na Área de esterilização de Materiais Médico-Hospitalares. In: Anais - I FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE, Novembro 20-24, 1992, Caxambu, BR. p. 585-87.
- MATSON, E. Biomateriais. In: SERSON, D. *Implantes Oraís Teoria e Prática*. São Paulo, Círculo do Livro, 1989. p.51-54.
- MCNAMARA, A. & WILLIAMS, D.F. The Response to the Intramuscular Implantation of Pure Metals. *Biomater.*, 2(1):33-40, 1981.
- MCPHERSON, R.; GANE, N.; BASTOW, T.J. Structural Characterization of Plasma Sprayed Hydroxylapatite Coatings. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 6(6):327-34, 1995.

- MEFFERT, R.M.; LANGER, B.; FRITZ, M.E. Dental Implants: A Review. *J Periodontol*, 63(11):859-70, 1992.
- MORAES, F.F. Análise Crítica da Histologia na Implantodontia. In: SERSON, D. *Implantes Orais Teoria e Prática*. São Paulo, Círculo do Livro, 1989. p.39-42.
- NAERT, I.; STEENBERGHE, D.V; WORTHINGTON, P. *Osseointegração na Reabilitação Bucal*. São Paulo, Quintessence, 1998.
- NAKAMURA, T.; YAMAMURO, T.; HIGASHI, S. A New Glass-Ceramic for Bone Replacement: Evaluation of its Bonding to Bone Tissue. *J. Biomed. Mater. Res.*, 19:685-98, 1985.
- NARASARAJU, T.S.B. & PHEBE, D.E. Review Some Physico-Chemical Aspects of Hydroxylapatite. *J. Mater. Sci.*, 31(1):1-21, 1996.
- NEWMAN, J.R. Titanium Castings. In: AMERICAN SOCIETY FOR METALS. *Metals handbook*. 9° ed. Metals Park, OH, 1980. v.3, p.407-12.
- OHMORI, A. Bonding of Ceramics to Metal with Activated Coating Layers Made by Plasma Spraying. *Mater. Manuf. Proc.*, 8(2):183-211, 1993.
- OKESON, J.P. *Fundamentos de Oclusão e Desordens Têmporo Mandibulares*. São Paulo, SP.: Artes Médicas, 1992. p.88.

OLIVEIRA JUNIOR, C.S.; ARAUJO, P.A.; VIEIRA, D.F.. Avaliação das Alterações Superficiais de Quatro ligas Metálicas Odontológicas Mantidas por Seis Meses na Boca de Pacientes. **ABRACO-14° Seminário Nacional de Corrosão**. v.II, 11 a 15 de maio, p.501-23, 1987.

OLIVEIRA, E.J. *Bioengenharia em Implantes Osseointegrados*. Rio de Janeiro, RJ.: Pedro Primeiro, 1997.

ONG, J.L.; PRINCE, C.W.; LUCAS, L.C. Cellular response to Well-Characterized Calcium Phosphate Coatings and Titanium Surfaces *in vitro*. *J. Biomed. Mater. Res.*, 29(2):165-72, 1995.

PARK, J.B. *Biomaterials - An Introduction*. New York, N.Y.: Plenum Press, 1980.

PEPPAS, N.A & LANGER, R. New Challenges in Biomaterials. *Science*, 263(3):1715-20, 1994.

PEREIRA, F.E.L. & BOGLIOLO, L. Inflamações. In: *Patologia Geral*. Guanabara, RJ.: Guanabara Koogan, 1993. p.111-143.

PETZOW, G *Metallographic Etching*. Metals Park, American Society for Metal, Ohio, 1976.

PHILLIPS, A.L. *Welding Handbook*. 5.ed. London, American Welding Society, 1966. v.4, p.73.3-52.

- PHILLIPS, R.W. *Materiais Dentários de Skinner*. Rio de Janeiro, RJ.: Interamericana, 1978
- PILLIAR, R.M. Modern Metal Processing for Improved Load-Bearing Surgical Implants. *Biomater.*, 12(2):95-100, 1991.
- POECH, M.H.; ISFAHANI, H.; OPIELKA, H. Size Distribution Analysis of Powders Used for Thermal Spraying. *Powder Metall. Int.*, 25(5):233-37, 1993.
- POHLER, O. E.M. Failures of Metallic Orthopedic Implants. In: AMERICAN SOCIETY FOR METALS. *Metals handbook*. 9 ed. Metals Park, OH, 1986.
- PURCHIO, R.A.; ZAVAGLIA, C.A.C.; CONSOLARO, A. Biocompatibilidade da Zircônia para aplicações em Ortopedia - Um estudo in vitro. *Anais do 11º Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciências dos Materiais*, v.2, 1994. p.925-28.
- RADIN, S.R. & DUCHEYNE, P. Plasma Spraying Induced Changes of Calcium Phosphate Ceramic Characteristics and the Effect on in *Vitro* Stability. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 3(1):33-42, 1992.
- RAVNHOLT, G. Corrosion Current and pH Rise Around Titanium Coupled to Dental Alloys. *Scand. J. Dent. Res.*, 96(5):466-72, 1988.
- RIOFANO, R.M.M. *Efeito das Variáveis de Nitretação por Plasma na Resistência à Abrasão de um Aço "Maraging"*, São Carlos, 1997. Dissertação (Mestrado) - Univ. Est. de São Paulo (USP).

- ROSA, S. *Estudo da Resistência à Corrosão da liga Ti-6Al-7Nb para Aplicação em Implantes Ortopédicos*, Campinas, 1997. Dissertação (Mestrado) - Univ. Estadual de Campinas-SP.
- RUANO, R.; JORGE, A.G.; JAEGER, M.M.M. Estudo *in vitro* da Biocompatibilidade da Hidroxiapatita Utilizada em Implantodontia. *RPG*, 3(2):135-41, 1996.
- RUPP, F.; GERSTORFER, G.; GECKELER, K.E. Dental Implant Materials: Surface Modification and Interface Phenomena. *Advanced Mater.*, 8(3):254-57, 1996.
- SCHMALZ, G. Use of Cell Cultures for Toxicity Testing of Dental Materials - Advantages and Limitations. *J. Dent. Supp.*, 2(22):S6-11, 1994.
- SCHROEDER, A.; SUTTER, F.; KREKELER, G. *Implantologia Dental*. São Paulo, SP.: Panamericana, 1994.
- SEMLITSCH, M.; STAUB, F.; WEBER, H. Titanium-Aluminium-Niobium Alloy, Development for Biocompatible, High Strength Surgical Implants. *Biomed. Tech.*, 30(12):334-339, 1985.
- SEMLITSCH, M.F.; WEBER, H.; STREICHER, R.M.; SCHÖN, R. Joint Replacement Components Made of Hot-Forged and Surface-Treated Ti-6Al-7Nb Alloy. *Biomater.*, 13(11):781-788, 1992.
- SERSON, D.. *Implantes Oraís Teoria e Prática*. São Paulo, SP.: Circulo do Livro, 1989.

SHACKELFORD, F. *Introduction to Materials Science for Engineers*. New York, N.Y.: Macmillan, 1990.

SMITH, G.K. *Systemic Transport and Distribution of Iron and Chromium from Stainless Steel Implants*, Pennsylvania, Univ. Pennsylvania, 1982. (Ph.D. Thesis).

SMITH, D.C. Dental Implants: Materials and Design Considerations. *Int. J. Prosthodont.*, 6(2):106-17, 1993.

SMITH, R.W. & NOVAK, R. Advance and Applications in U.S. Thermal Spray Technology I. Technology and Materials. *Powder Metall. Int.*, 23(3):147-156, 1991.

SOUZA, R.M. & BARBOSA, M.A. Effect of Hydroxyapatite Thickness on Metal Ion Release from Ti6Al4V Substrates *Biomater.*, 14(4):397-404, 1996.

STREICHER, R.M.; WEBER, H.; SCHÖN, R.; SEMLISTSCH, M. Tribological Behaviour of a New Wear Couple: ODH Treated Ti-6Al-7Nb Alloy Against Uhmwpe. In: 6th *International Conference on Biomedical Engineering*, Singapore, 6-8 Dec., 1990.

STRID, K.G. Production Techniques for Metallic Implants of Titanium and Titanium Alloys. *Acta Orthop Scand*, 59(2):207-08, 1988.

SUCHANEK, W.; YASHIMA, M.; KAKIHANA, M.; YOSHIMURA, M. Hydroxyapatite/ Hydroxyapatite-Whisker Composites without Sintering Additives: Mechanical Properties and Microstructural Evolution. *J. Am. Ceram. Soc.*, 80(11):2805-13, 1997.

- TORTAMANO NETO, P. *Estudo da Distribuição das Tensões Transmitidas à Mandíbula por um Implante Osteointegrado, variando-se a Espessura do Osso Cortical e a Direção da Carga Aplicada por meio do Método de Elementos Finitos*. São Paulo: 1992. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia da Univ. Est. de São Paulo (USP).
- TOYA, M. Fracture Mechanics of Interface. *JSME Int. J.*, Series I 33(4), 1990.
- VAN VLACK, L.H. *Princípios de Ciência dos Materiais*. São Paulo, Edgard Blücher Ltda, 1988.
- VAN LUYN, M.J.A.; VAN WACHEM, P.B.; LETA, R.; BLAAUW, E.H. Modulation of the Tissue Reaction to Biomaterials. *Journal of today. J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 5(X):671-78, 1994.
- VAN NOORT, R. Review Titanium: the implante material of today. *J Mater Sci*, 22(12):3801-11, 1987.
- VALERETO, I.C.L.; LIMA, R.S.; BERGAMANN, C.P.; ZAVAGLIA, C.A.C. Estudo do Revestimento de Hidroxiapatita Depositada por Aspersão Térmica na Liga Ti-6Al-7Nb para Aplicação Odontológica. In: 2º CONGRESSO INTERNACIONAL DE TECNOLOGIA METALÚRGICA E DE MATERIAS, Out. 02-17, 1997, São Paulo.
- VARGAS, E.; BAIER, R.E.; MEYER, A.E. Reduced Corrosion of CP Ti and Ti-6Al-4V Alloy Endosseous Dental Implants after Glow-Discharge Treatment: A Preliminary Report. *Inter. J. Oral Maxillofac. Implants*, 7(3):338-43, 1992.

- WANG, S.; LACEFIELD, W.R.; LEMONS, J.E. Interfacial Shear Strength and Histology of Plasma Sprayed and Sintered Hydroxyapatite Implants *In Vivo*. *Biomater.*, 17(20): 1965-70, 1996.
- WILLIAMS, D.F. *Biocompatibility of Clinical Implant Materials*. Florida: Press, 1981.
- WILLIAMS, D.F. *Definitions in Biomaterials*. New York, N.Y.: Elsevier, 1987.
- WILLIAMS, D.F. On the Biocompatibility of High Technology Materials. In: BIOMEDICAL MATERIALS, Dec. 3-6, v.55, 1985, Boston. *Proceedings Materials Research Society Symposias*. Massachusetts, 1993. p.117-27.
- WORTHINGTON, P.; LANG, B.R.; LaVELLE, W.E. *Osseointegração na Odontologia- Introdução aos Implantados Osseointegrados*. São Paulo: Quintessence, 1995.
- YAMAMURO, T., HENCH, L.L., WILSON, J. *Handbook of Bioactive Ceramic*. Flórida: Press, v.I, 1990.
- YANKEE, S.J.; PLETKA, B.J.; SALSBURY, R.L. Quality Control of Hydroxylapatite Coatings: the Surface Preparation Stage. In: AMERICAN SOCIETY OF METALS. Thermal Spray Coatings: Properties, Processes and Applications. *Proceedings of the 4th National Thermal Spray Conference on held in Pittsburgh, 4-10 May, 1991*. Materials Park, Ohio, 1992. p. 475-479.

ZAVAGLIA, C.A.C. *Aplicações de Biocerâmicas em Próteses Ortopédicas*, Campinas: 1993. Tese (Livre Docência) - Univ. Est. de Campinas (Unicamp).

ZAVAGLIA, C.A.C.; PURCHIO, R.A.; BELANGERO, W. Biocompatibilidade de Materiais Cerâmicos. *Cerâmica.*, 40(265):46, 1994.