

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Departamento de Engenharia Mecânica

**INFLUÊNCIA DO IMPLANTE DENTÁRIO
COM REVESTIMENTO NA DISTRIBUIÇÃO
DA DOSE DE RADIAÇÃO GAMA : UM
ESTUDO *IN VITRO***

Emerson Canato Vieira

Dissertação apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Taubaté, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre, pelo curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

Área de Concentração: Materiais Avançados
Orientadora: Profa. Dra. Ana Paula Rosifini Alves

Taubaté – SP

2004

COMISSÃO JULGADORA

Data:

Resultado:

Prof. Dr. _____

Instituição _____

Assinatura _____

Prof. Dr. _____

Instituição _____

Assinatura _____

Prof. Dr. _____

Instituição _____

Assinatura _____

Emerson Canato Vieira

**INFLUÊNCIA DO IMPLANTE DENTÁRIO
COM REVESTIMENTO NA DISTRIBUIÇÃO
DA DOSE DE RADIAÇÃO GAMA : UM
ESTUDO *IN VITRO***

Taubaté – SP

2004

A Deus.

Aos meus pais Enoques Berto Vieira e Edna Canato Vieira pelo amor, apoio, carinho e dedicação na minha existência e a minha irmã Elaine Canato Vieira pela amizade.

A minha namorada Sílvia Helena Rosifini Alves pelo carinho e paciência.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho não poderia ser concluído sem a ajuda de diversas pessoas, às quais presto minha homenagem:

A minha orientadora Profa Dra Ana Paula Rosifini Alves, pela amizade e estímulo durante esta jornada.

Ao amigo Sonner Arfux pelas longas viagens nesta jornada.

Aos amigos José Arauto Ribeiro e Luiz Flávio Martins Pereira pela dedicação e apoio técnico na realização deste trabalho.

Aos companheiros de mestrado, Fernando, Horácio e Ivan pela excelente convivência e amizade.

Aos funcionários do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN Carlos Gaia da Silveira, MSc. Célia Marina Napolitano e Elizabete Sebastiana Ribeiro Somessari, pelo apoio técnico e realização das radiações e dosimetria.

Professor Doutor Durval Rodrigues Jr, pelo suporte nas análises de microscopia eletrônica.

Aos professores, pelos conhecimentos proporcionados.

A todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para realização deste trabalho.

Vieira, Emerson Canato

Influência do implante dentário com revestimento na distribuição da dose de radiação gama : um estudo *in vitro*. / E. C. Vieira. Taubaté: Unitau, 2004, 55 f.

Orientadora: Ana Paula Rosifini Alves

Dissertação (Mestrado) – Universidade de Taubaté,
2004

1. implantes dentários. 2. radioterapia. 3. tratamentos de superfície

SUMÁRIO

| | |
|----------------------------|----|
| LISTA DE FIGURAS | 06 |
| LISTA DE SÍMBOLOS | 08 |
| LISTA DE QUADROS | 09 |
| LISTA DE TABELAS | 10 |
| RESUMO | 12 |
| ABSTRACT | 13 |
| 1 INTRODUÇÃO | 14 |
| 2 REVISÃO DA LITERATURA | 16 |
| 3 PROPOSIÇÃO | 30 |
| 4 MATERIAL E MÉTODOS | 31 |
| 5 RESULTADOS | 39 |
| 6 DISCUSSÃO | 50 |
| 7 CONCLUSÕES | 53 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 54 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| FIGURA 1 - Detalhe de um implante dentário | 14 |
| FIGURA 2 - Representação esquemática de diferentes implantes dentários | 16 |
| FIGURA 3 - Implantes revestidos com hidroxiapatita | 17 |
| FIGURA 4 - (a) Efeito fotoelétrico; (b) Efeito Compton; (c) Formação por pares | 20 |
| FIGURA 5 - Acelerador Linear de energia de Photons de 6 Mev - Mevatron 6700 da Siemens | 22 |
| FIGURA 6 - Conjunto de modelos usados por Niroomand-Rad et al. (1995) para determinar: (a) dose (b) redução da dose | 24 |
| FIGURA 7 - Conjunto experimental desenvolvido por Gez et al. (1997) | 25 |
| FIGURA 8 - Alvo cilíndrico utilizado por Carolan et al (2000) | 27 |
| FIGURA 9 - Simulação de Monte Carlo para o espalhamento da dose de radiação na prótese espalhamento devido à presença da prótese (CAROLAN et al. 2000) | 27 |
| FIGURA 10 - Fluxograma da metodologia empregada | 27 |
| FIGURA 11 - Equipamento de Imersão a Plasma | 32 |
| FIGURA 12 - Implante dentário confeccionado em titânio comercialmente puro (a) sem tratamento de superfície (b) após deposição de TiO ₂ | 33 |
| FIGURA 13 - (a) Mandíbula bovina; (b) modelo utilizado para irradiação | 35 |
| FIGURA 14 - (a) e (b) Fonte panorâmica utilizada para irradiação das amostras | 36 |
| FIGURA 15 - Disposição dos dosímetros em torno do implante para irradiação | 37 |
| FIGURA 16 - Microscópio eletrônico de varredura Leo 1450V | 38 |
| FIGURA 17 - Valores obtidos após irradiação do implante com radiação gama (100Gy), amostra 1 | 39 |
| FIGURA 18 - Valores obtidos após irradiação do implante com radiação | 40 |

gama (100Gy), amostra 2

| | |
|---|----|
| FIGURA 19 - Valores obtidos para implante de titânio sem revestimento (amostra 3) | 41 |
| FIGURA 20- Valores obtidos para implante de titânio com revestimento (50µm), amostra 4 | 41 |
| FIGURA 21 - Valores obtidos para implante de titânio com revestimento (100µm) | 42 |
| FIGURA 22 - Valores obtidos para implante de titânio com revestimento (50µm), amostra 6 | 42 |
| FIGURA 23 - Valores obtidos para implante de titânio com revestimento (100µm) | 43 |
| FIGURA 24 - Aspecto da amostra 3 (sem tratamento de superfície) após irradiação da superfície | 44 |
| FIGURA 25 Aspecto da amostra 4 (50 µm) após irradiação da superfície | 44 |
| FIGURA 26 - Aspecto da amostra 5 (100 µm) após irradiação da superfície | 45 |
| FIGURA 27 - Comparação entre o implante não irradiado e sem tratamento (NR) e os dois implantes com tratamento de superfície (4 e 5) | 45 |
| FIGURA 28 - (a) Microscopia realizada para implante sem revestimento (amostra 3) após irradiação; (b) Detalhe da reação do pó de osso | 46 |
| FIGURA 29 - (a) Microscopia realizada para implante com revestimento (amostra 5) após a irradiação; (b) Detalhe da ausência da reação do pó de osso | 47 |
| FIGURA 30 - (a) Microscopia realizada para implante com revestimento (amostra 6) após a irradiação; (b) Detalhe da ausência da reação do pó de osso | 48 |
| FIGURA 31 - (a) Microscopia realizada para implante com revestimento (amostra 7) após a irradiação; (b) Detalhe da ausência da reação do pó de osso | 49 |

LISTA DE SÍMBOLOS

| | |
|------------------|--|
| λ | comprimento de onda (m) |
| ν | frequência (Hz) |
| α | Alfa |
| β | Beta |
| γ | Gama |
| ρ | densidade (g/cm^3) |
| μm | micrômetro |
| ^{60}Co | Cobalto 60 |
| Å | angstrom |
| BSDF | Fator da Medida do Espalhamento |
| c | velocidade da luz (m/s) |
| c | centi (10^{-2}) |
| cm | centímetro |
| Cr | cromo |
| CTR | Centro de Tecnologias de Radiação |
| DC | corrente elétrica contínua (A) |
| $D_{\text{máx}}$ | Dose máxima (Gy) |
| eV | elétron-voltes |
| Gy | dose irradiada (gray) |
| h | constante de Planck |
| Hz | Hertz (frequência) |
| IPEN | Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares |
| K | Energia cinética (J) |
| k | quilo (10^3) |
| kV | quilovoltes |
| m | massa (kg) |
| M | mega (10^6) |
| mm | milímetro |
| Mo | molibidênio |
| Ni | níquel |
| s | segundos |
| Ti | titânio |
| Ti CP | titânio comercialmente puro |

TiO₂

dióxido de titânio

TLD

dosímetro termoluminescente

v

velocidade (m/s)

V

voltagem

LISTA DE QUADROS

| | |
|--|----|
| QUADRO 1- Composição das Próteses | 11 |
| QUADRO 2- Propriedades físicas comumente utilizadas para implantes metálicos | 13 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| TABELA 1- Valores médios das mudanças na dose irradiada por fonte Cobalto-60 | 51 |
|---|----|

Vieira, E.C. Influência do implante dentário com revestimento na distribuição da dose de radiação gama: um estudo *in vitro*. 2004. 55f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Taubaté, Taubaté.

Resumo

Em radioterapia, quando um paciente é tratado com não homogeneidades contidas em seu corpo, a dose na interface metal-tecido aumenta ou diminui significativamente. As interfaces metálicas dentro do paciente são formadas, por exemplo, por implantes metálicos. Entre os clínicos acredita-se que enquanto a superdosagem pode aumentar o risco de necrose, a subdosagem pode comprometer a destruição do tumor. O objetivo do desse estudo foi investigar o efeito da radiação sobre a superfície de implantes de titânio, revestidos com TiO_2 e também a influência dos mesmos na distribuição de doses irradiadas por uma fonte cobalto-60. O modelo consistia em um bloco de osso de mandíbula bovina fresca com um implante dentário (3,25 mm de diâmetro e 8,5 mm de comprimento) inserido em uma das faces. Os implantes foram revestidos com dióxido de titânio (50 e 100 μm de espessura) utilizando o processo de imersão a plasma. As amostras foram irradiadas com raios gama, com doses de 100 Gy perpendicularmente ao eixo do parafuso. Os resultados indicaram que o aumento da dose irradiada na frente do modelo ocorreu apenas para o implante não revestido. Na superfície atrás do implante a redução da dose foi maior para o revestimento de 100 μm do que para os implantes não revestido e com revestimento de 50 μm .

Palavras-chave: radioterapia, implantes dentários, tratamentos de superfície, titânio

Vieira, E.C. Influence of dental implant with coating on gamma radiation dose distribution: a *in vitro* study. 2004. 55 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Taubaté, Taubaté.

Abstract

In radiotherapy when a patient is treated with inhomogeneities embedded in body tissues, the dose at the metal-tissue interface increases or decreases significantly. The metallic interfaces within the patient are formed, for example, by permanent metal implants. Among clinicians, it is generally agreed that while overdosage may increase the risk of necrosis, underdosage may compromise destruction of the tumor cells. The objective of this study was to investigate the effect of the radiation on surface of titanium implants, coating with TiO₂ and also its influence in dose distributions irradiated with ⁶⁰Co gamma-ray. The model consisted of 20x20x20 mm³ block of fresh bovine mandible with a dental implant (3,25 mm in diameter and 8,5 mm in length) inserted into one of the sides. Implants were coated with titanium dioxide (50 and 100 μm of thickness) using plasma immersion processes. Samples were irradiated with 100 Gy by collimated ⁶⁰Co gamma-ray perpendicularly to the screw axis. Results indicated that dose enhancement at the front model was verified only uncoated implant. In behind surface the dose reduction from coated with 100 μm was higher than the ones obtained for uncoated and 50 μm implants.

Key-words: radiotherapy, dental implants, treatment surface, titanium

1 INTRODUÇÃO

A radioterapia juntamente com a cirurgia e a quimioterapia é importante dentro da Oncologia, tanto no aspecto paliativo quanto definitivo no tratamento do câncer. Cerca de 75% dos pacientes com câncer de cabeça e pescoço possuem mais de cinquenta anos e, muitos deles, possuem implantes na cavidade oral e região facial. Quando o paciente é tratado com não homogeneidades contidas em seu corpo, por exemplo implantes dentários metálicos (figura 1), a dose metal-tecido pode sofrer alterações. O sucesso ou falha de um tratamento por radiação depende da dose liberada no volume inteiro do tumor e não deve variar mais do que 5% da dose prescrita (Souza et al. 2001). Entre os clínicos existe um consenso que enquanto a superdosagem pode aumentar o risco de necrose, a subdosagem pode comprometer a destruição do tumor e também deve ser avaliada (Niroomand-Rad, 1995).



Figura 1 - Detalhe de um implante dentário

Diferentes tipos de materiais têm sido usados na fabricação desses elementos sendo que o titânio preenche a maior parte dos requisitos. Possui excelentes propriedades mecânicas, biocompatibilidade e resistência à corrosão devido à formação de uma camada passiva de dióxido de titânio (TiO_2), a qual se forma espontaneamente em contato com o ar ou água. A espessura dessa camada mede em torno de 10 Å nos primeiros milissegundos, podendo aumentar para 100Å em um

segundo, chegando a 2000 Å após longos períodos de tempo. Quando é danificada pode se regenerar em poucos segundos levando a mínima degradação do titânio na condição *in vivo* (SPIEKERMANN et al.,1995).

Recentemente, o sucesso dos implantes tem-se baseado na modificação de superfície por meio da aplicação de revestimentos. O emprego de revestimentos é indicado para favorecer o aumento da área superficial e melhorar ainda mais o seu poder de ancoragem ao osso, possibilitando a osteointegração. Uma nova geração de implantes dentários com uma camada de dióxido de titânio (TiO₂) mais espessa vem sendo estudada. O processo de imersão a plasma tem se mostrado uma técnica eficiente possibilitando a deposição de filmes uniformes com elevada adesão.

O objetivo do presente trabalho foi verificar a partir de um estudo *in vitro* o efeito da radiação sobre a superfície de implantes confeccionados em titânio comercialmente puro, revestidos com dióxido de titânio (TiO₂) pelo processo de imersão a plasma com espessuras de 50 µm e 100 µm e também a influência dos mesmos na distribuição de doses irradiadas por uma fonte cobalto-60.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Implantes Dentários

Os implantes dentários podem ser divididos em dois tipos: endósseos, os quais são inseridos no osso, e subperiósteos, que ficam em contato com a superfície exterior do osso. As formas endósseas, tais como forma de raiz (cilindros, parafusos, etc) placas e estabilizadores endodônticos, são colocadas no osso como mostrados na figura 2. Por outro lado, os subperiósteos são fixados na superfície do osso (RATNER et al., 1996).

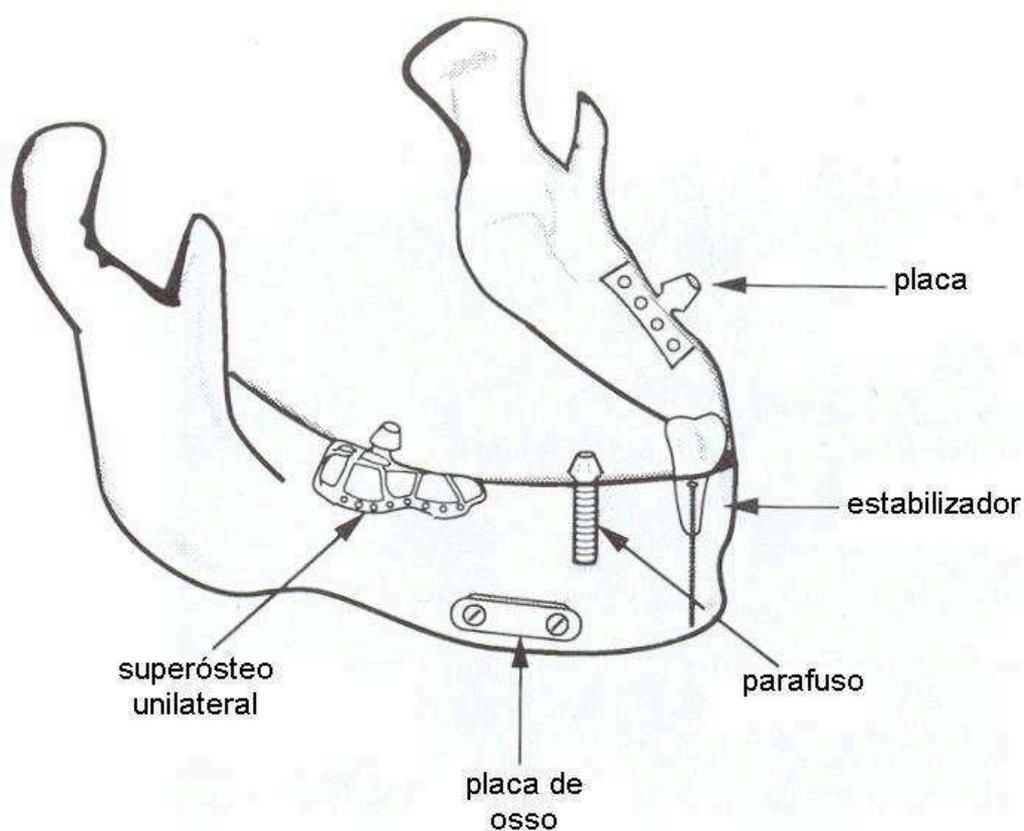


Figura 2 – Representação esquemática de diferentes implantes dentários

Os implantes dentais endósseos têm sido confeccionados essencialmente na forma de parafusos inseridos através da mucosa oral no osso maxilar. O material no qual é fabricado pode ter um efeito profundo no subsequente desempenho do mesmo. Isto está relacionado não apenas à natureza da interação entre o implante e os tecidos circundantes, mas também às propriedades físicas do material, já que estas influenciam tanto o comportamento quanto a função. Os materiais utilizados estão inseridos em três grandes grupos : metais, cerâmicos e polímeros.

O elevado módulo de elasticidade da maioria das cerâmicas e sua tendência a falhas catastróficas quando submetidas à tensão, criam problemas quando são usadas para transmissão de forças. Elas não são facilmente fabricadas na forma de pequenos componentes de precisão, geralmente necessários nos sistemas dentários. Apenas uma cerâmica muito resistente, do tipo da alumina microcristalina pode ser usada para fabricação de implantes dentários sem nenhum reforço. Cerâmicas como hidroxiapatita, devem ser usadas combinadas com um metal, geralmente na forma de um revestimento (figura 3)

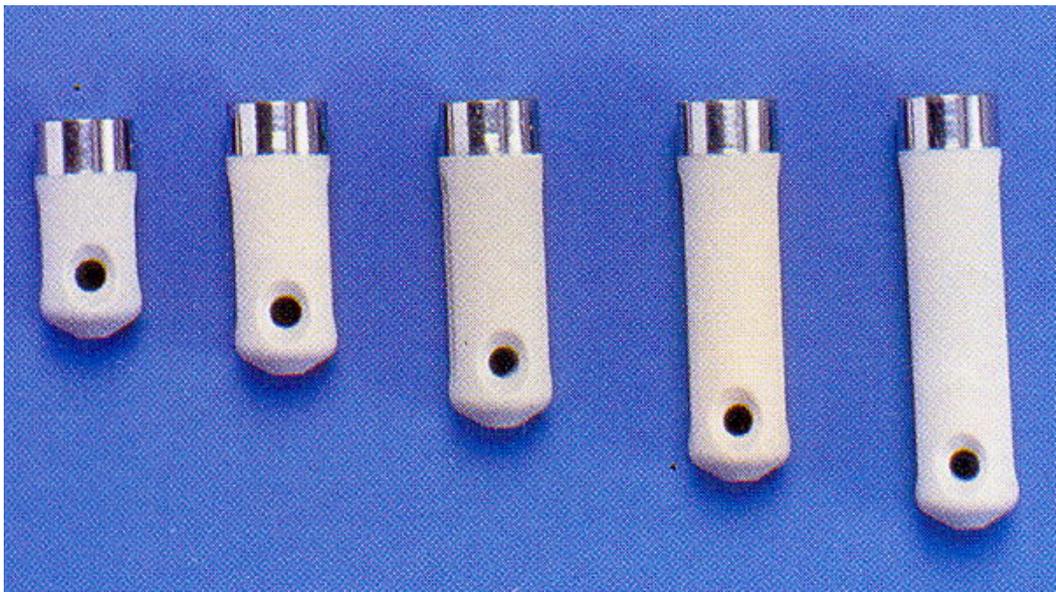


Figura 3 - Implantes revestidos com hidroxiapatita

Os materiais poliméricos mostraram ser muito versáteis em aplicações modernas no campo da Engenharia, porém não na fabricação de implantes. Isto devido a problemas verificados na osteointegração, que é atualmente considerada essencial para o sucesso dos implantes endósseos. Suas aplicações são limitadas aos componentes de alguns sistemas cujas propriedades físicas são o anel de selamento

elastoméricos do parafuso do *abutment* do implante, o capuz de cicatrização e o elemento intramóvel do sistema de implante.

As ligas metálicas de aço inoxidável e cobalto-cromo-molibdênio foram utilizadas inicialmente na fabricação de implantes, mas foram descartadas pelo fato de não se integrarem imediatamente com o osso e sofrerem corrosão por pites. Atualmente, o titânio comercialmente puro (Ti CP) vem sendo empregado, pois é um metal que possibilita reação tecidual favorável, estabilidade química dos componentes, estimula a atividade celular na formação de matriz óssea, não provoca reações de hipersensibilidade ou imunológicas, e possui elevada resistência à corrosão (JOLY; Lima, 2003). Esta última propriedade é decorrente da formação espontânea de uma camada de óxido inerte (TiO_2) na superfície (com poucos nanômetros de espessura). Entretanto, essa camada é muito mole, sofrendo facilmente danos mecânicos. Isto pode levar a respostas imunológicas, com a possível liberação de elementos metálicos para os tecidos adjacentes e influenciar negativamente a biocompatibilidade em longo prazo (PAPAKYRIACOU et al, 2000);

Desse modo é necessário aumentar a dureza dessa camada. Diversas técnicas têm sido empregadas para a deposição de TiO_2 incluindo plasmas, *sputtering*, deposição química de vapor (CVD), eletroforese e deposição eletroquímica (NIE et al 2000).

2.2 RADIAÇÃO E RADIOTERAPIA

Existem três tipos de radiações que podem ser emitidas por uma substância radioativa: o decaimento alfa (α), em que as partículas emitidas são núcleos ^4He ; o decaimento beta (β), no qual as partículas emitidas ou são elétrons ou são pósitrons; e o decaimento gama (γ), em que os “raios” emitidos são fótons de alta energia. (SERWAY, 1992).

A radiação pode ser definida como a propagação de energia, sendo dividida em dois grandes grupos: radiação corpuscular e radiação eletromagnética. A radiação corpuscular é constituída por um feixe de partículas elementares, ou núcleos atômicos, como por exemplo: elétrons, prótons, nêutrons, mésons π , dêuterons, partículas alfa. A energia transportada por cada partícula é igual a sua energia cinética, que é dada pela equação (1):

$$K = \frac{1}{2} m.v^2 \quad (1)$$

onde m é a massa da partícula e v a velocidade da partícula.

A radiação eletromagnética é formada por ondas constituídas de campos elétricos e magnéticos oscilantes, que se propagam com velocidade constante c no vácuo. Exemplos desses tipos de onda são: ondas luminosas, ondas de rádio, raios ultravioletas, raios infravermelho, raios-X, raios gama. Para caracterizar uma onda eletromagnética as grandezas físicas utilizadas são o comprimento de onda λ e a frequência ν , onde a relação é dada pela equação (2):

$$\lambda \cdot \nu = c \quad (2)$$

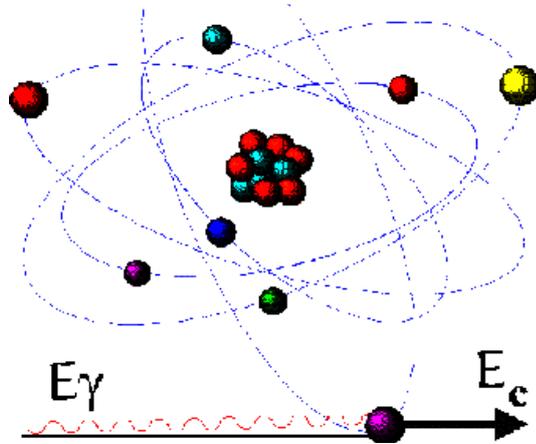
onde c = velocidade da luz no vácuo

Os Raios-X são ondas eletromagnéticas produzidas por elétrons incidentes em um alvo, quando esses perdem sua energia cinética de modo gradual em inúmeras colisões. Os elétrons são emitidos termicamente de catodo aquecido C e acelerado em direção ao anodo (alvo) A pela diferença de potencial V. Raios-X são emitidos do alvo quando elétrons são freados ao atingi-los, esta radiação emitida é conhecida como radiação de freamento ou bremsstrahlung.

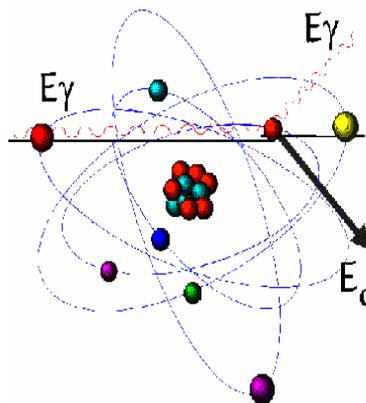
Os Raios- γ são ondas eletromagnéticas de origem nuclear. Seus comprimentos de onda vão desde cerca de 10^{-10} m até bem abaixo de 10^{-14} m, com um intervalo correspondente de frequência variando de 3×10^{18} Hz até acima 3×10^{22} Hz. A energia dos fótons vai de 10^4 eV até cerca de 10^7 eV. Essas energias são da mesma ordem de grandeza que tomam parte em processos nucleares e portanto a absorção de raios γ pode produzir algumas mudanças nucleares. Esses raios são produzidos por muitas substâncias radioativas, e estão presentes em grandes intensidades nos reatores nucleares. Não são facilmente absorvidas pela maioria das substâncias, mas, quando o são por organismo vivos, produzem efeitos bastante danosos (ALONSO; FINN, 1999).

A interação da radiação gama com a matéria ocorre por meio de três mecanismos fundamentais: efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares (figura 4). O efeito fotoelétrico ocorre quando a luz incide sobre certas superfícies metálicas e há uma emissão de elétrons pela superfície, estes elétrons são conhecidos por fotoelétrons.

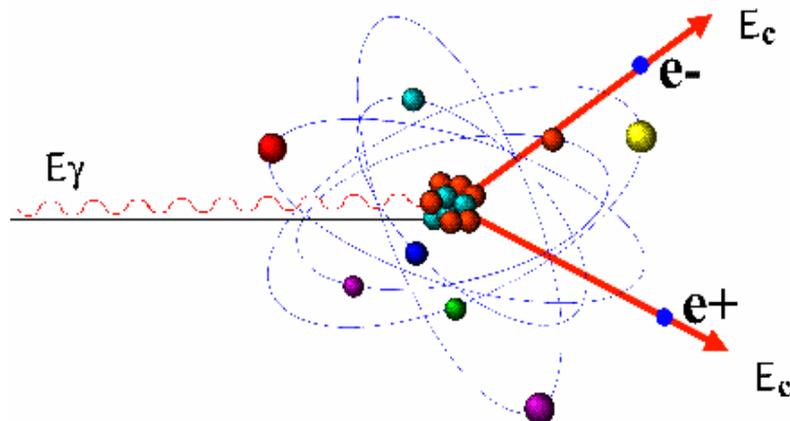
O efeito Compton ocorre quando um fóton interage com um elétron do átomo ou um elétron livre, que acelerado e um novo fóton é criado com energia menor que a incidente.

Efeito fotoelétrico

(a)

Efeito Compton

(b)

Formação por pares

(c)

Figura 4 – (a) Efeito fotoelétrico; (b) Efeito Compton; (c) Formação por pares

Compton, em 1923, fez com que um feixe de raios-X de comprimento de onda λ incidisse sobre um alvo de grafite. Mediu-se a intensidade dos raios-X espalhados como função de seu comprimento de onda, para vários ângulos de espalhamento. Embora o feixe incidente consista essencialmente de um único comprimento de onda λ , os raios-X espalhados têm máximos de intensidade em dois comprimentos de onda: um deles é o mesmo que o comprimento de onda incidente e o outro λ' , e é maior que λ por uma quantidade $\Delta\lambda$. Esse deslocamento $\Delta\lambda = \lambda' - \lambda$ é conhecido como deslocamento Compton e varia com o ângulo segundo o qual os raios-X espalhados são observados. Estes resultados experimentais foram interpretados por Compton postulando que o feixe de raios-X incidente não era um onda de frequência ν , mas um conjunto de fótons, cada um com energia $E = h\nu$, e que esses fótons colidiam com os elétrons livres do alvo da mesma forma que colidem duas bolas de bilhar (PEZZIN, 1997).

Na produção de pares um fóton de alta energia perde toda sua energia $h\nu$ em uma colisão com um núcleo, criando um par elétron-pósitron, com uma certa energia cinética. Um pósitron é uma partícula que tem todas as propriedades de um elétron, exceto o sinal de sua carga que é oposto ao do elétron; o pósitron é um elétron positivamente carregado.

O fenômeno de produção de pares é um fenômeno de altas energias, devendo os fótons estar na região dos Raios-X de grande energia ou na região dos Raios- γ , o efeito fotoelétrico na região de baixas energias e o efeito Compton de energias intermediárias.(EISBERG; RESNICK,1979)

As partículas α , β , γ são conhecidos como radiações ionizantes que quando passa através da matéria, ela interage com as moléculas, criando íons e fragmentos moleculares de alta energia chamados radicais livres. Radicais livres são muito reativos e causam subseqüentes modificações químicas que são prejudiciais às células vivas. As células mais sensíveis à radiação ionizante incluem aquelas do tecido linfático, medula, membranas mucosas intestinais, gônadas e lentes dos olhos. (UCKO, 1992)

Radioterapia

A radioterapia é o uso de radiação ionizante na destruição de tumor cancerígeno pela absorção da energia da radiação incidente, tendo como princípio maximizar o dano ao tumor e minimizar o dano em tecidos vizinhos. A radioterapia pode ser dividida em teleterapia e braquiterapia.

A teleterapia é a utilização de fontes de radiação colocadas a distância dos doentes, e fazem parte os aparelhos de Raios-X de baixa energia, equipamento de

telecobalterapias (fontes de Cobalto-60) de altas energias e os aceleradores lineares que produzem Raios-X e elétrons de altas energias. (DIAS et al.). Três grandezas físicas são definidas para medir a radiação: exposição (X), dose absorvida (D) e dose equivalente (H).



Figura 5 - Acelerador Linear de energia de Photons de 6 Mev - Mevatron 6700 da Siemens (fonte <http://www.amcc.org.br/Prudutos5.htm>)

Antes da década de 1950, aproximadamente todas as unidades de radioterapia utilizavam feixes de Raios-X gerados por voltagem de aproximadamente 300kVp. Após o desenvolvimento das unidades de cobalto no início dos anos 50, este tipo de aparelho permaneceu a mais popular fonte de tratamento com radiações ionizantes por muitos anos. Betatrons de alto energia foram introduzidos aproximadamente ao mesmo tempo que as unidades de cobalto-60, mas sua popularidade decresceu nos anos mais recentes e ambos aparelhos vêm sendo substituídos por aceleradores de maiores energias. Outros tipos de unidades, que se tornaram inviáveis e economicamente não vantajosas para instalação usual em um departamento de radioterapia, são os ciclotrons e aceleradores lineares gigantes que produzem feixe de nêutrons, prótons, mésons, e outras partículas aplicáveis para tratamentos de tumores malignos. Os aparelhos de telecobaltoterapia utilizam feixes de radiação-gama e aceleradores lineares, fótons de energia variáveis. Em ambos os casos, há predomínio da ação indireta de ionização.

A maior parte dos centros de radioterapia na América Latina ainda é equipada com aparelhos de telecobaltoterapia ou aceleradores lineares de baixa energia,

havendo poucos centros que possuem aceleradores de alta energia. Neste tipo de tratamento a fonte utilizada é o cobalto-60 cuja energia média de feixe é de 1,25MeV. Com isto há um considerável aumento da dosagem em estruturas superficiais, quando o alvo a ser tratado se localiza profundamente.

Por outro lado, nos aceleradores lineares de alta energia é possível poupar as estruturas superficiais sadias de sobredosagem desnecessária. Uma vez que a energia dos fótons é maior, eles penetram mais nas estruturas superficiais, com menor interação dos que os fótons do cobalto-60, cuja energia é menor. Com isto, consegue-se realizar o tratamento nas estruturas mais profundas (colo de útero, linfonodos) evitando a sobredosagem dos órgãos. O uso desse equipamento tornou-se bastante popular após a década de 60, embora no Brasil ainda prevaleça o uso de Cobaltoterapia (<http://www.inca.gov.br>).

Estudos avaliando o efeito da radioterapia

Estudos têm sido realizados buscando avaliar o efeito de não homogeneidades metálicas na distribuição da dose em pacientes submetidos à radioterapia.

Farman et al. (1985) avaliaram o efeito da radiação em restaurações dentárias para pacientes com câncer do tipo cabeça e pescoço. Foram construídos dois tipos de modelos, no primeiro tipo foi construído uma mandíbula em acrílico com 2 encaixes e no segundo a mandíbula acrílica foi colocada dentro de um crânio humano. Nos dois modelos a mandíbula foi recoberta com tecido equivalente, para simular o tecido oral mole. Os materiais testados no modelo 1 foram prata, amálgama, aço inoxidável, coroa de alumínio, ouro, próteses fixas e para controle dentes sem material dentário, enquanto no modelo 2 foi testado apenas o amálgama. As restaurações foram preparadas unilateralmente na mandíbula usando o primeiro dente molar, uma fonte de radiação ^{60}Co foi usada para os 2 modelos com doses de 300cGy e 200cGy respectivamente. No modelo 1 para todos os materiais testados ocorreu um grande aumento na radiação absorvida nos tecidos interproximais entre as restaurações adjacentes, o maior valor foi encontrado para o ouro e o segundo mais alto para a prata. No segundo modelo os autores concluíram que não existe diferença significativa entre o dente restaurado e não restaurado.

Em 1995 Niromand-Rad et al. avaliaram a perturbação na dose da radiação em implantes de titânio recobertos com hidroxiapatita (100 μm e 500 μm) e sem recobrimento. A configuração experimental utilizada pelos autores é dada na figura 6. Discos de titânio, revestidos e não revestidos possuindo diâmetros e espessuras de 15 x 3,2 mm², 48 x 3,2 mm² e 48 x 3,8 mm² foram colocados em um modelo sólido, imerso em água a 5cm de profundidade, recebendo um feixe de 6MV e 10MV. Filmes

radiocrômicos foram colocados na superfície superior do disco para a medida do espalhamento da dose na superfície inferior do disco para medir a redução da dose. Para os tipos de feixes estudados, o espalhamento da dose foi muito maior para o acelerador de elétrons do que para a fonte Co^{60} . Os resultados foram similares sem revestimento e para os implantes revestidos (100 μm). Estes resultados foram ligeiramente inferiores para os discos revestidos com 500 μm , mas segundo os autores não são clinicamente relevantes.

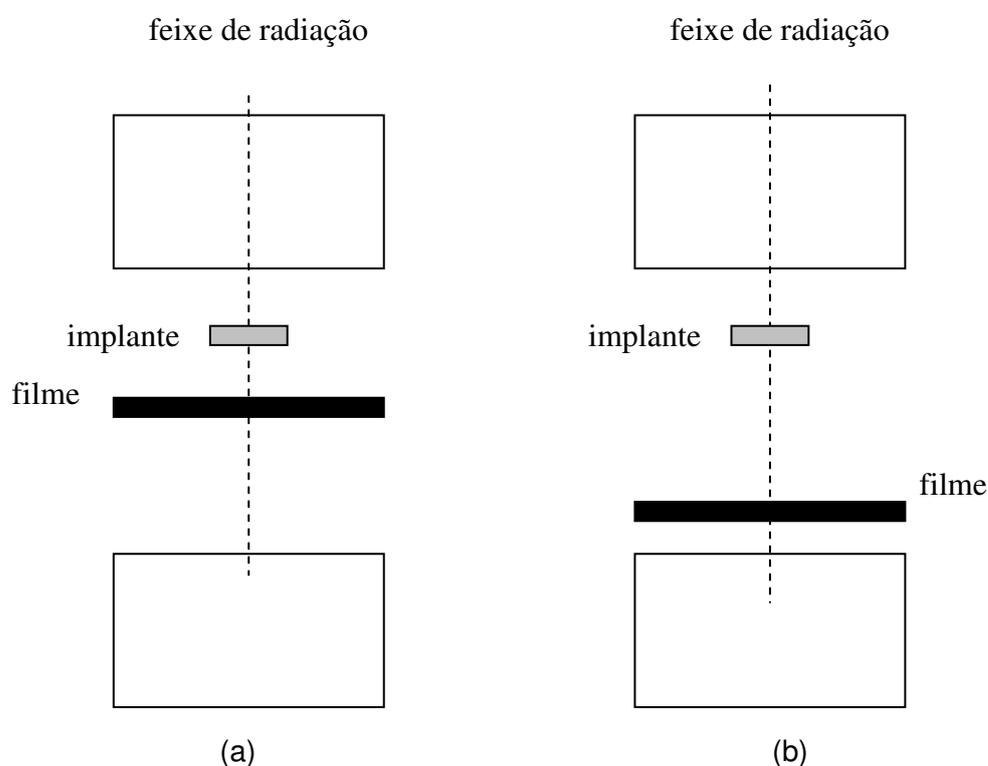


Figura 6 - Conjunto de modelos usados por Niroomand-Rad et al. (1995) para determinar: (a) dose (b) redução da dose

Allal et al (1998) avaliaram a influência das placas de reconstrução facial confeccionadas em titânio sobre as variações da dose na interface metal/tecido. Para isso os autores sugeriram um novo modelo experimental, no qual as condições físicas correspondem à situação clínica. Para obter o modelo, um fragmento de osso de fêmur bovino foi usado. Para deixar as superfícies planas, o osso foi cortado usando uma fresa rotativa digital (MAHO 500c, Alemanha), assim formando um segmento no bloco retangular medindo 25x25x10 mm^3 . Quatro furos foram realizados para fixação da placa permitindo a fixação de uma placa de 25 mm. O parafuso foi feito de titânio

comercialmente puro contendo apenas traços (1,5%) de outros metais. As medidas das doses foram realizadas pela medida de dosimetria (TLD com 2 mm de diâmetro e 0,13 mm de espessura). Uma fonte ^{60}Co e acelerador de 6 MV foram usados, representando a energia mais comumente usada no tratamento do câncer de cabeça e pescoço. Observaram pequenas diferenças no feixe no sentido axial do parafuso e encontraram uma sobredosagem na interface titânio/tecido podendo ocorrer uma galha na osteointegração.

Gez et al (1997) avaliaram a perturbação na dose devido à presença de um *stent* prostático em pacientes recebendo radioterapia pélvica. Um *stent* uretral da Uracoil (50% Ni e 50% Ti) foi utilizado. O mesmo é confeccionado em arame com 4 mm de diâmetro resfriado no formato de uma mola com 9 mm de diâmetro. O conjunto experimental é mostrado esquematicamente na figura 7. O *stent* foi embebido em um tecido equivalente de 10 mm de espessura feito de óleo-gel (bolus). Placas de plásticos duro da mesma espessura foram colocadas em torno do bolus para evitar qualquer deformação do *stent* devido ao peso o plástico no topo. Placas de filme Kodak X-Omat foram cortados com um formato maior do que o campo de radiação e colocados em um envelope. Estes filmes foram colocados acima e abaixo do *stent*. O filme de simular o tratado real de 100 mm de tecido equivalente de plástico foi colocado acima e abaixo do *stent*. O conjunto foi irradiado em um acelerador Varian 600C usando um feixe de 6 MV com um campo de 7x7cm. Os resultados mostraram que quando a radiação foi fornecida em um campo único existiu um aumento de 20% na dose imediatamente acima do "stent" e uma diminuição de 18% abaixo dele. Estas mudanças ocorreram a uma distância de 1 a 3 mm do *stent*. O aumento na dosagem foi atribuído ao espalhamento de elétrons provocado pelo *stent* metálico com elevado número atômico, sendo a radiação atenuada pelo *stent* e não pelo tecido.

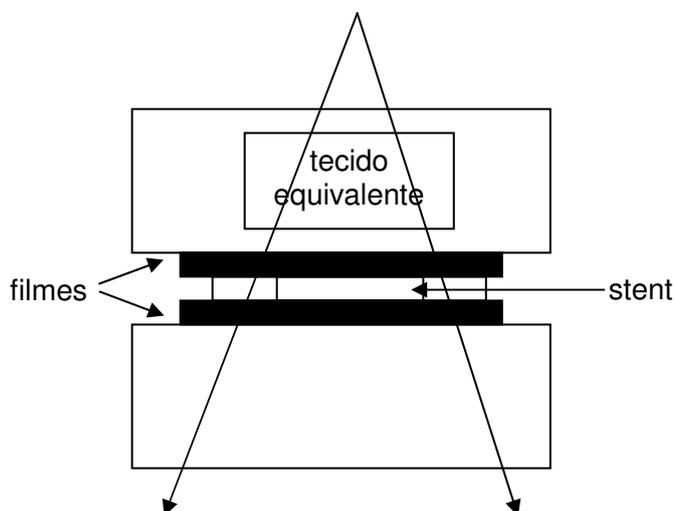


Figura 7 – Conjunto experimental desenvolvido por Gez et al. (1997)

Carolan et al. (2000) avaliaram a influência da presença de próteses coxo femurais na distribuição da radiação em pacientes submetidos à radioterapia. Os autores afirmam que um número cada vez maior de pacientes com câncer de próstata submetidos a tratamento possuem esse tipo de prótese. Nesse estudo, foram analisados próteses fundidas a partir da liga CoCrMo. Isto porque, possuíam maior densidade eletrônica relativa, quando comparadas às próteses fabricadas em titânio e aço inoxidável (Quadro 1), apresentam maior impacto na distribuição da dose irradiada.

Quadro 1. Composição das Próteses.

| Elemento | Liga Fundida Co-Cr-Mo | Aço Inoxidável Forjado | Liga de Titânio Forjado |
|---|-----------------------|------------------------|-------------------------|
| Ni | 2,5% máx. | 10-14% | - |
| Co | 57,4-65% | - | - |
| Cr | 27-30% | 17-20% | - |
| Mo | 5-7% | 2-4% | - |
| Fe | 0,75% máx. | 59-70% | 0,25% máx |
| Ti | - | - | 88,5-91 |
| Outros | 2-3% | 3% | 9% máx |
| Densidade (g/cm ³) | 7,9 | 7,9 | 4,4 |
| Densidade Elétrica (ρ/cm ³) | 6,79-6,9 | 6,55-6,61 | 3,72-3,76 |

O planejamento computacional usado para gerar doses planejadas para comparação com resultados experimentais foi um Target Series II GE (GE, Palo Alto, USA). Todas as medidas experimentais foram feitas em um acelerador linear Varian Clinac 2100C usando 6 MV. TLD Harshaw (Harshaw, Salon, OH, USA) e filme Gafchormic da Nuclear Associates (Carle, NY, USA) foram usados para medida da dose. Para determinar a extensão de qualquer elevação da dose devido ao espalhamento provocado pela prótese a simulação de Monte Carlo foi realizada. Para avaliar o efeito da prótese sobre a distribuição da dose foi construído um alvo cilíndrico com 30 cm de diâmetro e 4 cm de espessura com simulador de tecido RMI Solid Water (RMI, Middleton, WI, USA). Este disco possui buracos que permitem a inserção da prótese a 5,4 cm da superfície do alvo e também permite que o TLD seja colocado próximo ao centro (Figura 8). O alvo foi irradiado e a partir dos resultados obtidos os

autores concluíram que existe uma diminuição na dose absorvida quando a prótese está presente (34% da dose $D_{máx}$).



Figura 8 - Alvo cilíndrico utilizado por Carolan et al (2000)

Os resultados gerados por Monte Carlo do espalhamento da dose de uma liga Co-Cr-Mo no tecido quando exposta a 6MV são mostrados na figura 9. Pode ser visto um aumento da dose acima da unidade para um distância de 5 mm da interface prótese-tecido e alcança um máximo de aproximadamente $1,35 \pm 0,05$ na interfase. Com base nesses resultados é desejável assumir um aumento da dose de pelo menos 1,35 para uma distância de $100\mu\text{m}$ da interface e aumentos menores para distâncias de até 5 mm. Isto pode ser significativo no caso de próteses não cimentados onde existe um íntimo contato entre o osso e o metal. A presença de cimentos servirá para proteger o osso de um ou mais espalhamento da dose de radiação, para o caso de campos fixos.

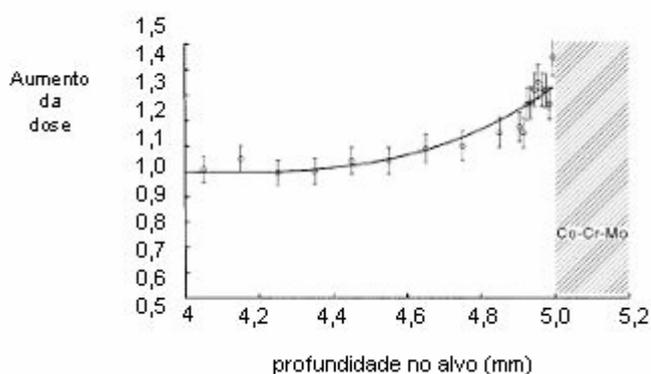


Figura 9 - Simulação de Monte Carlo para o espalhamento da dose de radiação na prótese espalhamento devido à presença da prótese (CAROLAN et al. 2000)

Ding et al. (2001) avaliaram a distribuição da dose resultante devido a presença de um implante metálico utilizando a técnica de Monte Carlo e um programa comercial para planejamento 3D CADPLAN. Segundo os autores, existem vários tipos de próteses confeccionadas com diferentes materiais como aço inoxidável, cobalto-cromo-molibdênio e titânio. Devido ao grande número de combinações possíveis de geometria e materiais é virtualmente impossível simular a geometria exata para cada implante individualmente. Entretanto, a geometria complexa do implante tem pouco efeito sobre a distribuição da dose exceto a espessura do metal. Para simplificar a simulação e generalizar os resultados, a prótese femoral foi simulada como sendo uma barra de metal com 10x30x50 mm. O quadro 2 lista alguns dos parâmetros físicos do implante usados nesse estudo.

Quadro 2 – Propriedades físicas comumente utilizadas para implantes metálicos

| material | ρ (g/cm ³) | ρ_c (elétrons/cm ³) | $\rho_{c(\text{metal})}$ (elétrons/cm ³) |
|------------------|-----------------------------|--------------------------------------|--|
| H ₂ O | 1,00 | $3,343 \times 10^{23}$ | 1,0 |
| Ti | 4,54 | $12,56 \times 10^{23}$ | 3,76 |
| Aço(Fe) | 7,90 | $22,15 \times 10^{23}$ | 6,63 |
| Co-Cr-Mo | 7,90 | $23,02 \times 10^{23}$ | 6,89 |

Aplicando a técnica de Monte Carlo os autores verificaram que existe um aumento de 15% na dose para uma distância de até 2mm da interface devido ao espalhamento de elétrons do aço inoxidável. Para um único feixe passando através da placa, com método de Monte Carlo foram verificadas reduções na dose de 5 a 25% e de 10 a 45% foram observadas para as próteses de titânio e aço inoxidável, respectivamente. Os autores calcularam as distribuições da dose usando o sistema CADPLAN e verificaram que o sistema não possui acurácia para o cálculo da dose passando pela prótese. Esse sistema subestima a atenuação da dose devido a sua limitação em considerar a densidade eletrônica da prótese. Isto leva a uma superestimativa da dose na faixa de 5 a 14%. Esta limitação pode ser corrigida se a densidade física da prótese for considerada.

Ravikumar et al. (2004) analisaram o espalhamento devido à presença de não homogeneidades metálicas após a irradiação com raios-gama (cobalto-60) e feixe de fótons com 6 MV e 18 MV. Placas de alumínio, aço, cobre, cádmio e chumbo foram utilizadas com não-homogeneidades. Os autores definiram o fator da medida do espalhamento (Backscatter dose factor) BSDF como sendo dado por:

$$\text{BSDF}(E, t, x, d, Z, F, \theta, \rho) = D_i/D_h \quad (3)$$

onde D_i é a dose na interface entre a não-homogeneidade metálica e o alvo de poliestireno, D_h é a dose no mesmo ponto no poliestireno sem o metal, E é a energia do feixe de fótons (MV), t é a espessura da não-homogeneidade metálica, x é a distância do ponto da medida acima da interface, d é espessura do material do alvo colocado sobre a não-homogeneidade, F é o tamanho do campo, Z é o número atômico da não-homogeneidade, θ é o ângulo do feixe de incidência, e ρ é a densidade da não-homogeneidade metálica. Após a irradiação os autores concluíram que o BSDF alcançou a saturação máxima em poucos milímetros do chumbo para todos os níveis de energia estudados, com um valor de saturação em poucos milímetros para não-homogeneidade com elevado número atômico. Para fótons de energia elevada a espessura mínima para alcançar a saturação do BSDF é maior para o acelerador de elétrons (18 MV) do que para os raios γ (fonte cobalto-60). Os autores verificaram também que o aumento na dose ocorreu apenas a poucos milímetros da não-homogeneidade metálica, o que sugere que o espalhamento é muito pequeno. Constatou-se que o espalhamento provocado por não-homogeneidade com número atômico maior é elevado, comparado a materiais com número atômico mais baixo.

3 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho buscou propor uma técnica alternativa de tratamento de superfícies em substituição à cromação.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia proposta para esse trabalho foi realizada de acordo com o fluxograma da figura 10. O estudo consistiu basicamente na análise da influência da radiação sobre implantes de titânio comercialmente puro, com e sem tratamento de superfície, bem como a influências dos mesmos na distribuição das doses irradiadas.

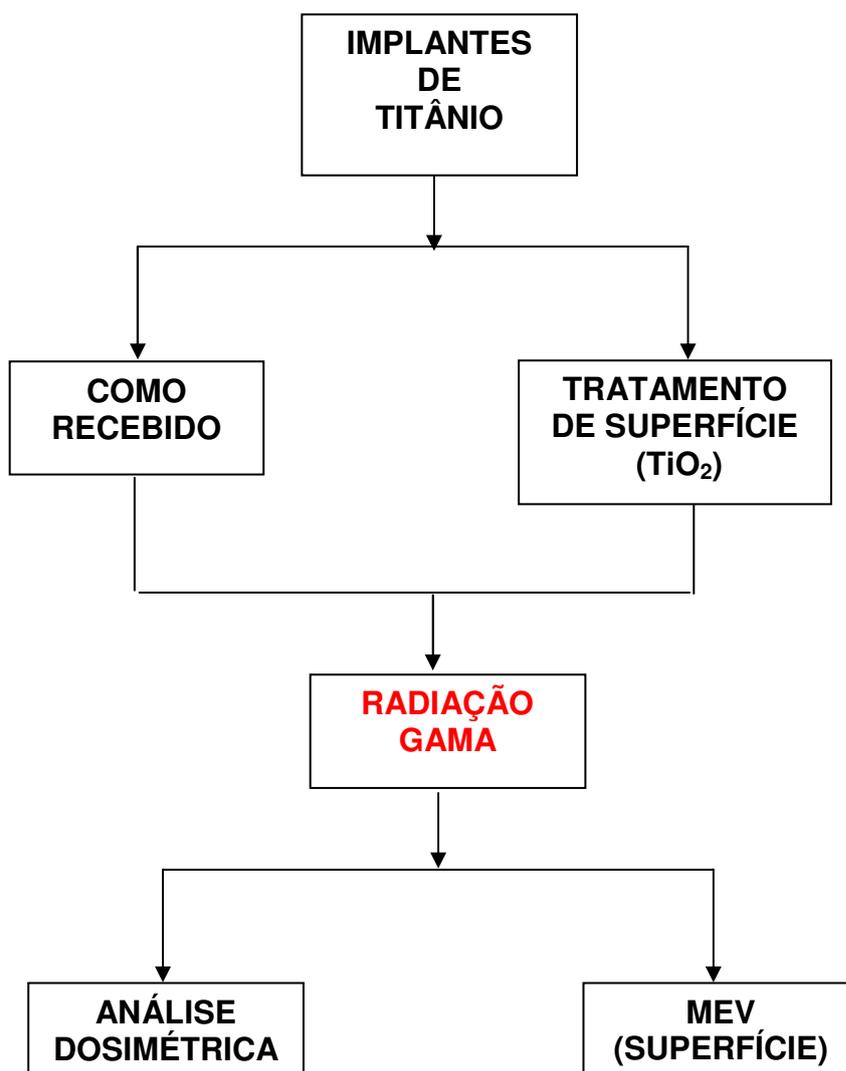


Figura 10 - Fluxograma da metodologia empregada

4.1 Elaboração dos Modelos

A) Tratamento Superficial dos Implantes

O tratamento de superfície escolhido para a deposição de TiO_2 foi a Imersão a Plasma de Oxigênio. O equipamento possui um sistema de vácuo, uma fonte de potência e um reator. A fonte de potência tem uma saída DC negativa pulsada e no reator estão dois eletrodos onde o catodo é o substrato a ser revestido. Na figura 11 é possível verificar a formação do plasma nesse processo.

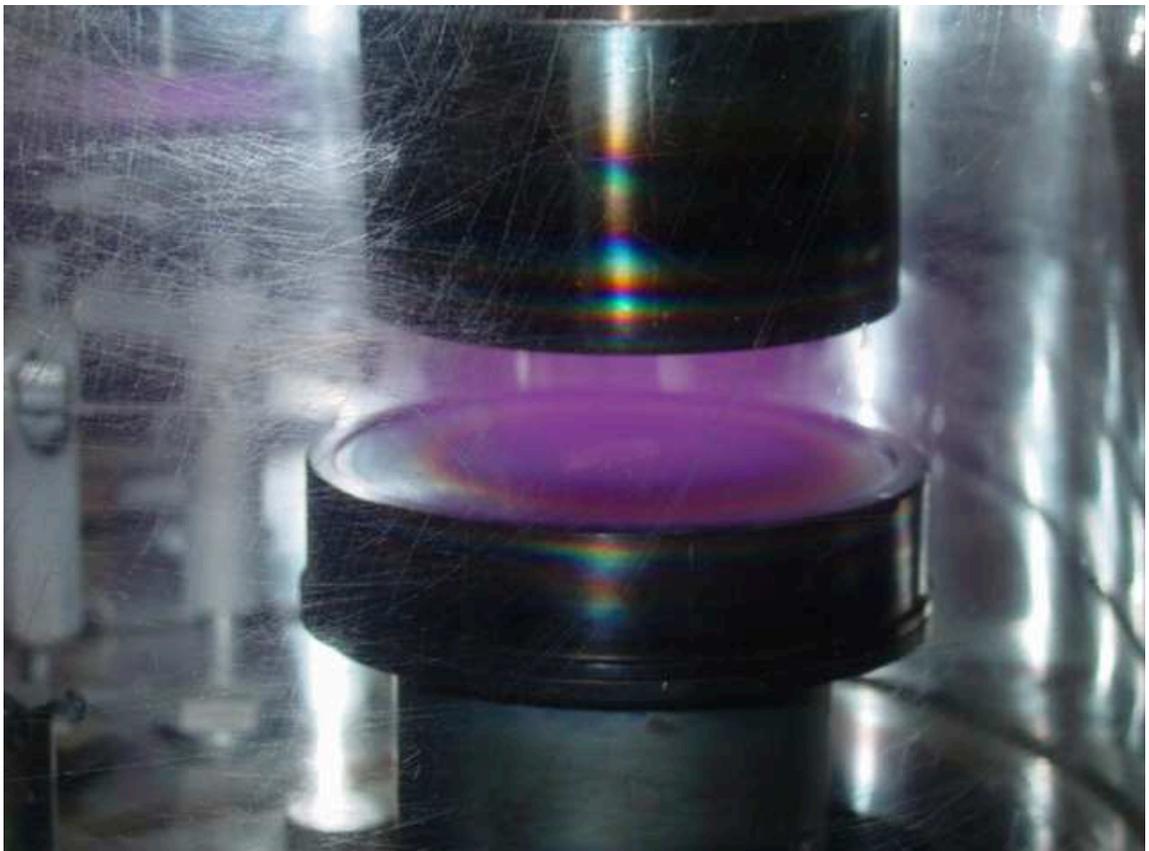


Figura 11 - Equipamento de Imersão a Plasma

Foram utilizados sete implantes de titânio comercialmente puro, com hexágono externo nas dimensões de 7,0mm de altura por 3,75mm de diâmetro (SIN - Sistema Nacional de Implantes). Quatro implantes foram escolhidos aleatoriamente, sendo em dois deles realizada a deposição da camada de TiO_2 de 50 μm e nos outros dois de 100 μm (Figura 12).



(a)



(b)

Figura 12 - Implante dentário confeccionado em titânio comercialmente puro (a) sem tratamento de superfície (b) após deposição de TiO_2

B) Confeccção dos Modelos

O modelo experimental confeccionado baseou-se no estudo desenvolvido por Allal et al(1997) onde placas metálicas são colocadas sobre blocos de osso retirados de fêmur bovino.

No presente trabalho, optou-se pela utilização de mandíbula bovina fresca para a retirada dos modelos e não osso de fêmur bovino como os autores sugerem (Figura 13.a). Isto porque, a densidade da mandíbula bovina aproxima-se da humana sendo possível uma aproximação maior com a situação clínica.

Após a limpeza da mandíbula, blocos medindo 40 mm de comprimento e 20 mm de largura foram seccionados com o auxílio de uma serra manual. Em uma das faces do bloco foi feito um furo para inserção dos implantes, utilizando uma broca de 2,5 mm de diâmetro. Na figura 13.b é possível verificar o modelo pronto para ser irradiado.

4.2 Irradiação das amostras

As amostras foram irradiadas com raios gama utilizando-se uma fonte cobalto-60 tipo panorâmica da Yoshizawa Kiko Co Ltda Ipen/CNEN-SP (Figura 14).

Inicialmente, os implantes foram dispostos ao redor da fonte a uma distância de 60 cm com atenuador de chumbo 70% e uma altura de 10 cm da superfície, sendo a radiação aplicada perpendicularmente ao eixo do parafuso.

Para detectar as doses de radiação foram utilizados inicialmente quatro dosímetros TLD (Gammachrome YR Batch 63) dispostos em torno dos implantes, sendo colocados dois dosímetros na parte frontal e dois atrás dos implantes (figura 15). Como esse tipo de dosímetro fornece apenas uma medida global, posteriormente foram utilizados dosímetros Gafchromic, por detectar melhor o espalhamento ocorrido na parte posterior das amostras. Para os dois casos, as leituras dos dosímetros foram feitas por um Espectrofotômetro Shimadzu UV1601PC localizado no Laboratório de Dosimetria em Processos de Irradiação – CTR – IPEN.

Após a irradiação, para o mapeamento da dosimetria, as amostras foram radiografadas com um aparelho de Raios-X odontológico Heliodent 60B, marca Siemens, com fatores térmicos 60 kVp e 10 mA. Nas amostras 3,4,5 foram utilizados filmes nº 2 (3x4 cm) de sensibilidade D e tempo de exposição de 0,12 s, nas amostras 6 e 7 filme KodaK de sensibilidade E, tempos de exposição de 0,4 s e 0,25 s, respectivamente.



(a)



(b)

Figura 13 - (a) Mandíbula bovina; (b) modelo utilizado para irradiação



(a)



(b)

Figura 14 – (a) e (b) Fonte panorâmica utilizada para irradiação das amostras



Figura 15 – Disposição dos dosímetros em torno do implante para irradiação

4.3. Caracterização da superfície dos implantes

Após a irradiação, os implantes foram retirados do osso para análise da superfície e também para cada condição estudada, ou seja, sem deposição de TiO_2 , e com deposição de $50\mu\text{m}$ e $100\mu\text{m}$.

As análises foram realizadas em um microscópio eletrônico de varredura Leo 1450V, pertencente ao Departamento de Engenharia de Materiais, Faenquil (figura 16) para análise da superfície.



Figura 16 - Microscópio eletrônico de varredura Leo 1450V

5. RESULTADOS

5.1. Medida da Dose Irradiada (Dosimetria)

Nas figuras 17 e 18 é possível observar os valores de dosimetria obtidos após a irradiação dos implantes sem revestimento (amostras 1 e 2), para as primeiras medidas realizadas.



Figura 17 – Valores obtidos após irradiação do implante com radiação gama (100Gy), amostra 1

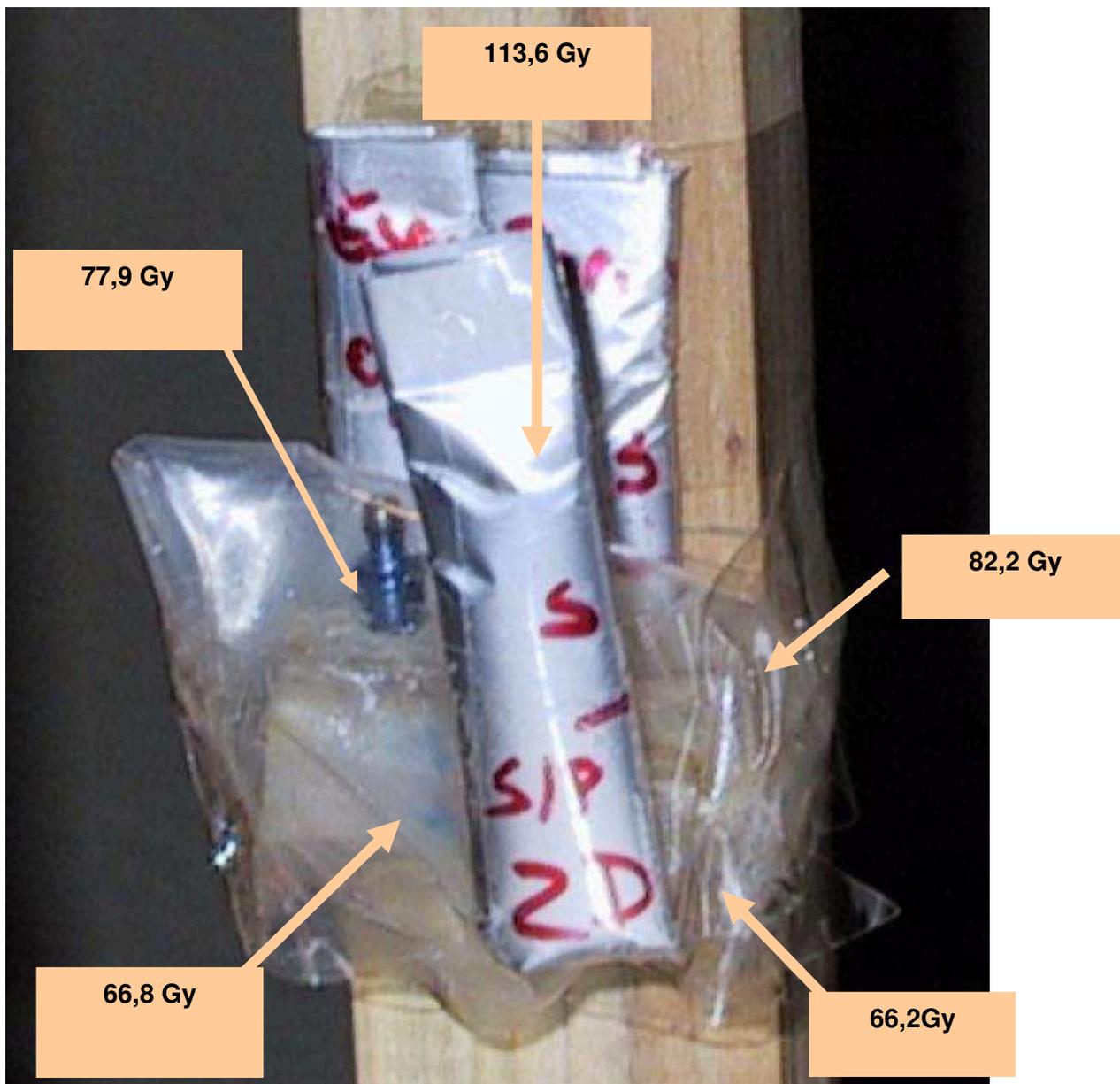
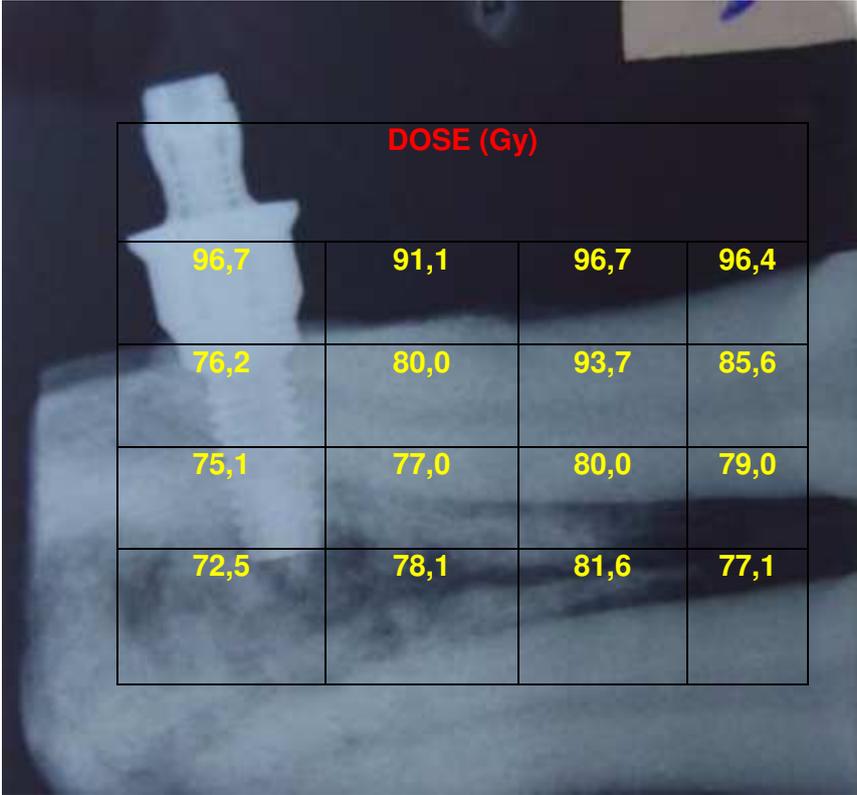


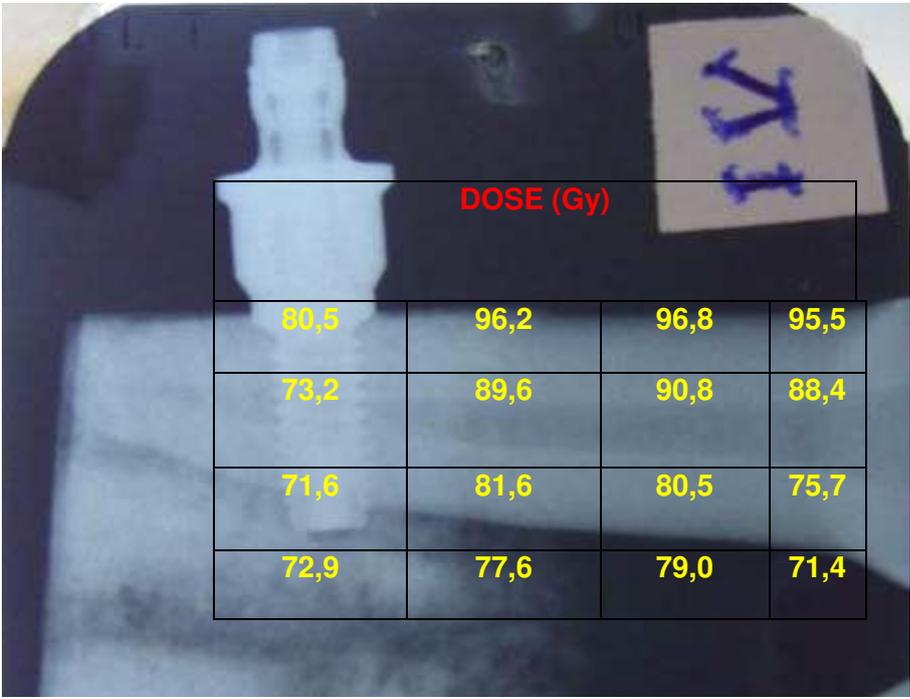
Figura 18 – Valores obtidos após irradiação do implante com radiação gama (100Gy), amostra 2

Para as amostras 3, 4, 5, 6 e 7 a disposição dos dosímetros foi modificada sendo os mesmos dispostos na forma de tiras. Os resultados obtidos podem ser verificados nas figuras 19, 20, 21, 22 e 23.



| DOSE (Gy) | | | |
|-----------|------|------|------|
| 96,7 | 91,1 | 96,7 | 96,4 |
| 76,2 | 80,0 | 93,7 | 85,6 |
| 75,1 | 77,0 | 80,0 | 79,0 |
| 72,5 | 78,1 | 81,6 | 77,1 |

Figura 19 – Valores obtidos para implante de titânio sem revestimento (amostra 3)



| DOSE (Gy) | | | |
|-----------|------|------|------|
| 80,5 | 96,2 | 96,8 | 95,5 |
| 73,2 | 89,6 | 90,8 | 88,4 |
| 71,6 | 81,6 | 80,5 | 75,7 |
| 72,9 | 77,6 | 79,0 | 71,4 |

Figura 20 – Valores obtidos para implante de titânio com revestimento (50µm), amostra 4

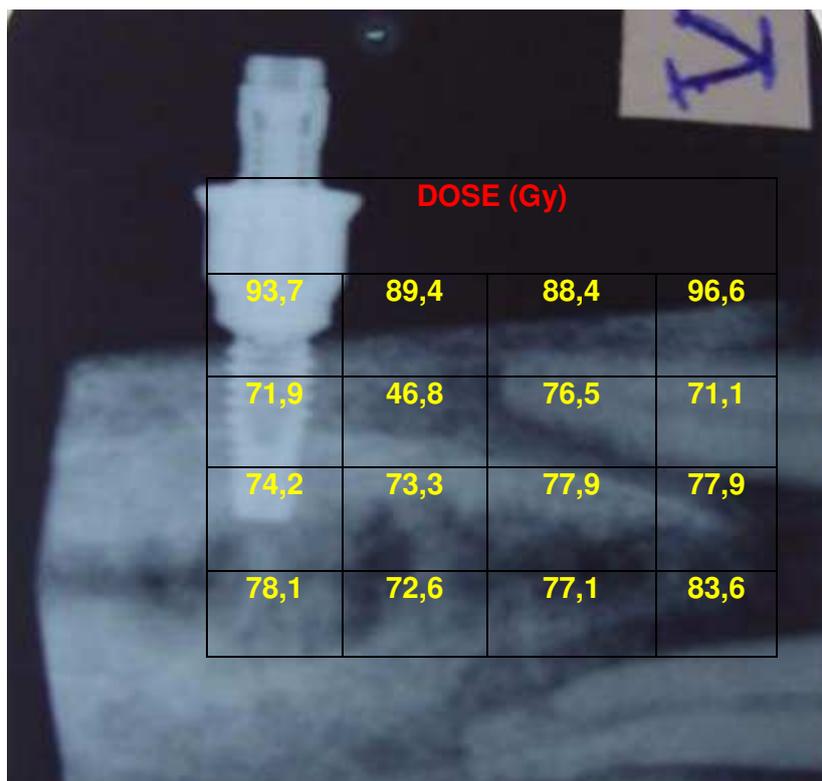


Figura 21 – Valores obtidos para implante de titânio com revestimento (100µm), amostra 5

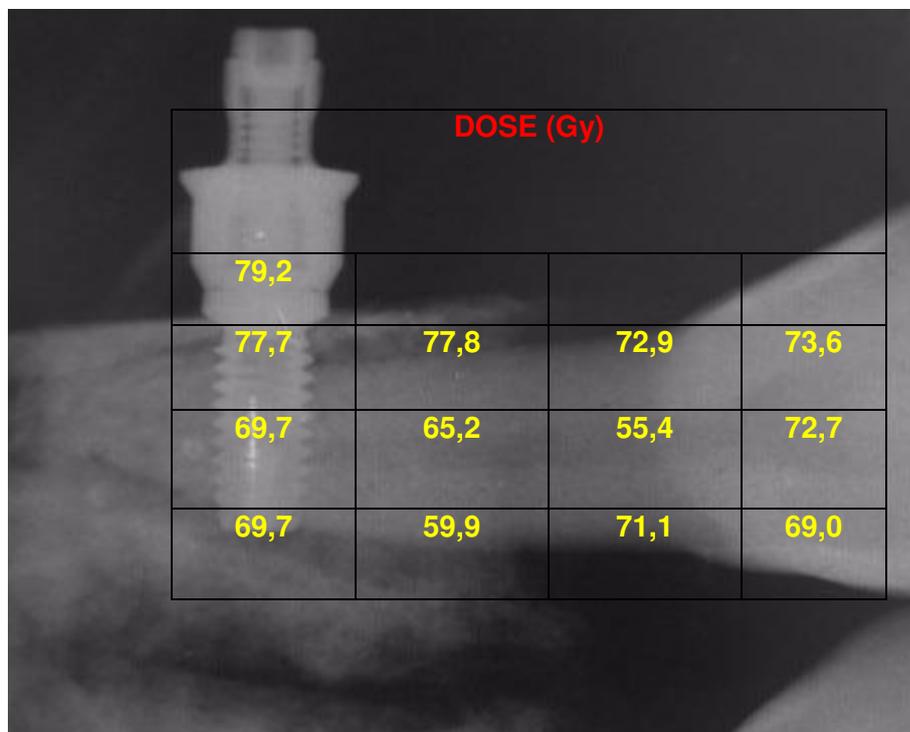
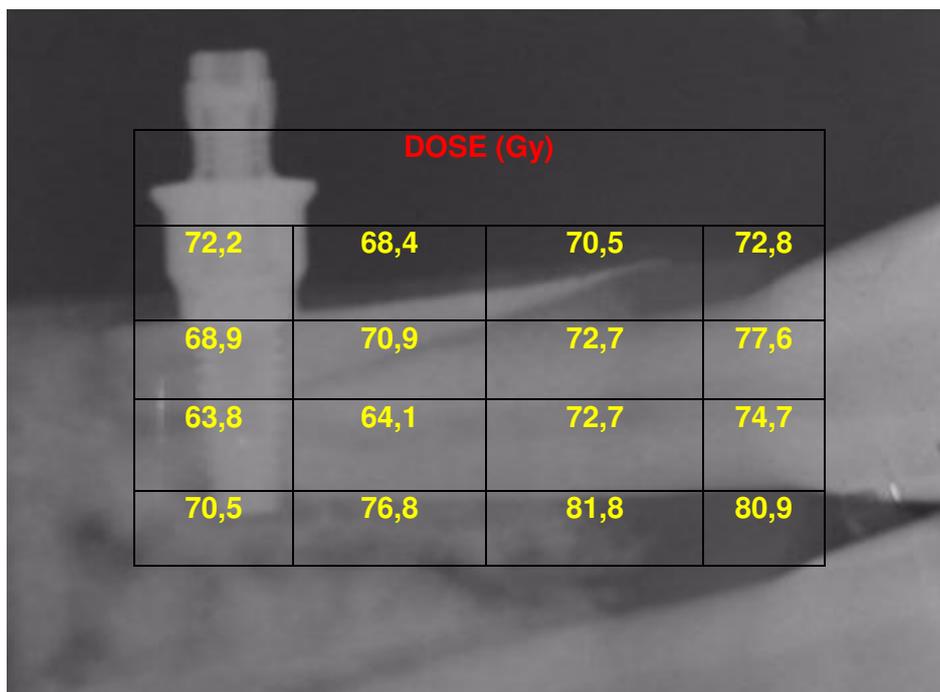


Figura 22 – Valores obtidos para implante de titânio com revestimento (50µm), amostra 6



| DOSE (Gy) | | | |
|-----------|------|------|------|
| 72,2 | 68,4 | 70,5 | 72,8 |
| 68,9 | 70,9 | 72,7 | 77,6 |
| 63,8 | 64,1 | 72,7 | 74,7 |
| 70,5 | 76,8 | 81,8 | 80,9 |

Figura 23 – Valores obtidos para implante de titânio com revestimento (100 μ m), amostra7

5.2 Microscopia eletrônica de varredura

A partir de uma inspeção visual dos implantes irradiados foi possível verificar que aquelas que não apresentavam tratamento superficial sofreram modificações de superfície, refletidas pela alteração da cor do metal (passou de azul para cinza) conforme pode ser observado na figura 24. Por outro lado, para as amostras com tratamento de superfície as alterações foram menores para a camada menos espessa e praticamente não ocorreram modificações para a superfície recoberta com 100 μ m (Figuras 25, 26 e 27) .

Nas figuras 28 e 29 é possível verificar as imagens obtidas no microscópio eletrônico de varredura onde se observa uma grande diferença entre as superfícies das amostras 3 e 5, não tratada e tratada, respectivamente, após irradiação. Constatou-se que devido à reação ocorrida nas amostras sem revestimento, o pó de osso colocado nos furos onde os implantes foram inseridos reagiu, ocorrendo a sua impregnação nos implantes e uma mudança na sua coloração (cor escura).

O mesmo comportamento repetiu-se em todas as amostras conforme observado nas figuras 30 e 31 para as amostras 6 e 7, revestidas com 50 e 100 μ m, respectivamente.



Figura 24 - Aspecto da amostra 3 (sem tratamento de superfície) após irradiação da superfície



Figura 25 - Aspecto da amostra 4 (50 μm) após irradiação da superfície



Figura 26 - Aspecto da amostra 5 (100 μm) após irradiação da superfície

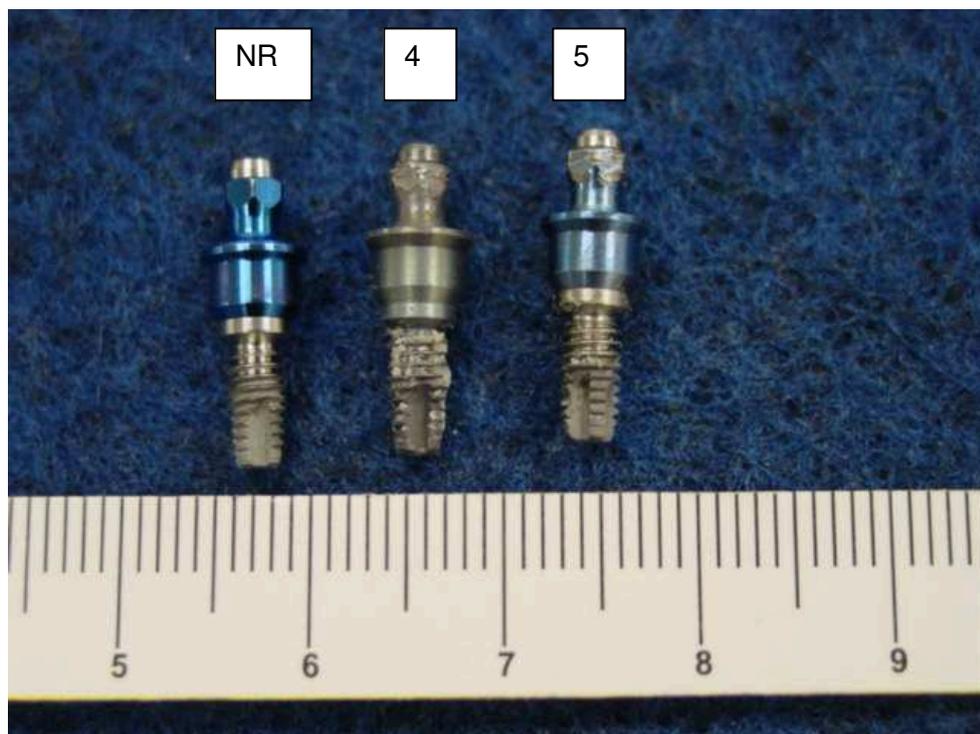
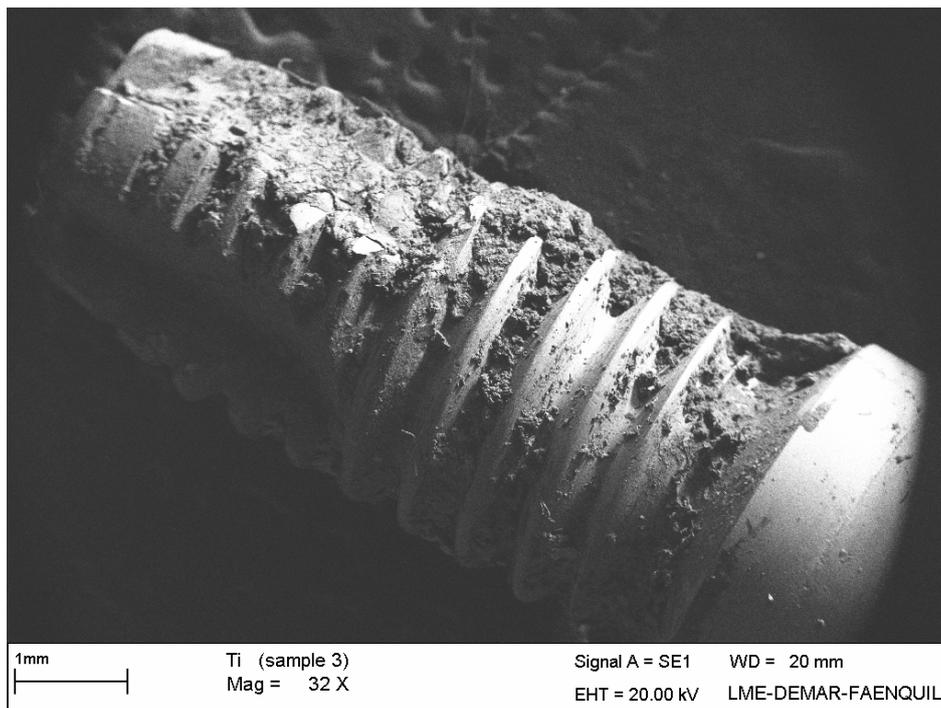
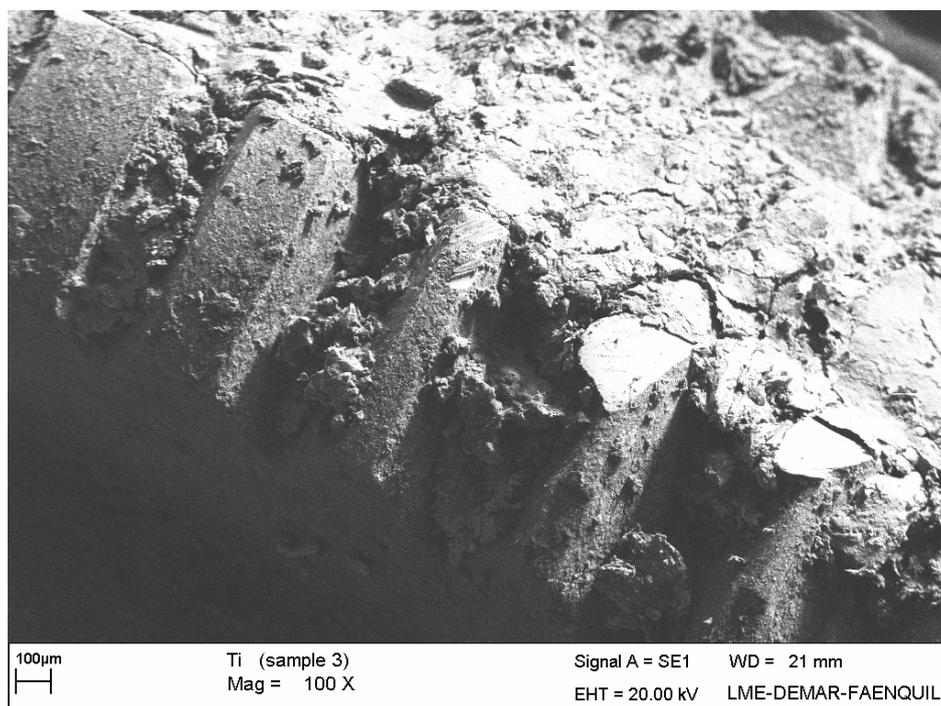


Figura 27 – Comparação entre o implante não irradiado e sem tratamento (NR) e os dois implantes irradiados com tratamento de superfície (4 e 5)

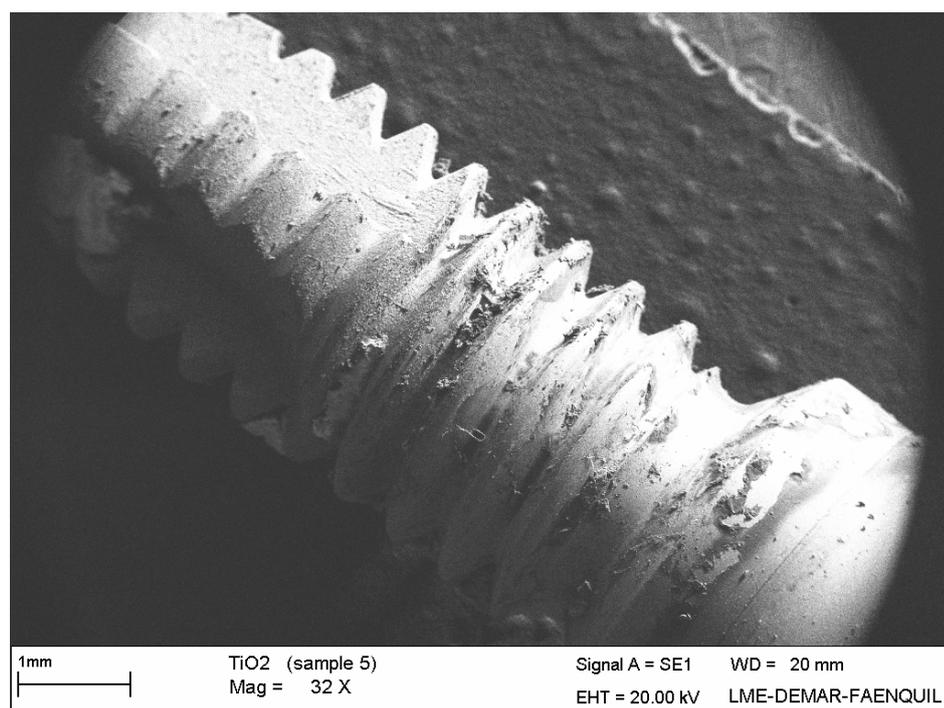


(a)

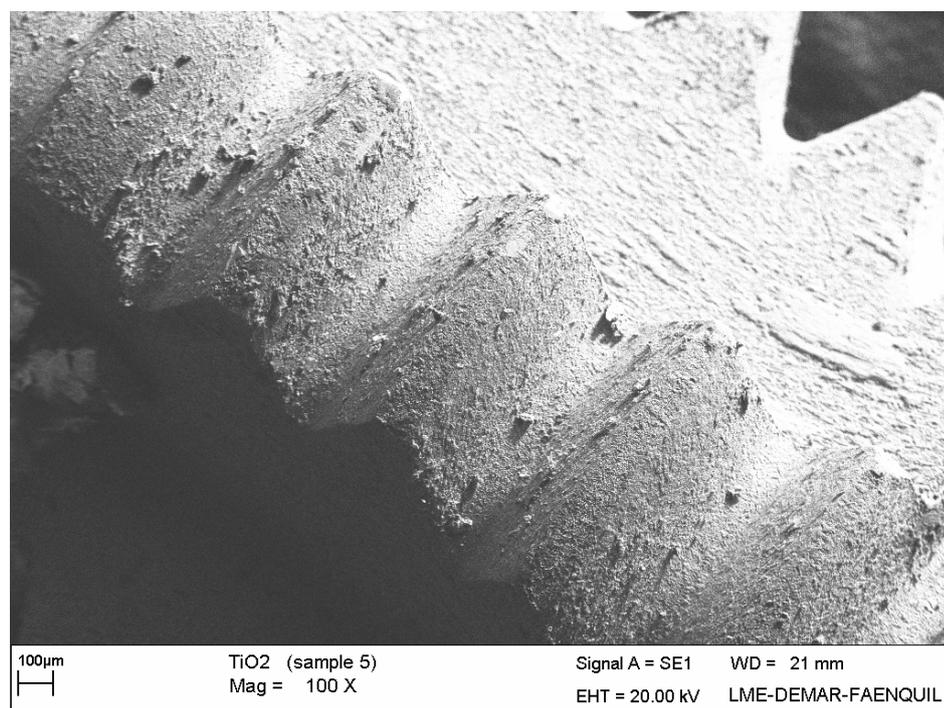


(b)

Figura 28 – (a) Microscopia realizada para implante sem revestimento (amostra 3) após a irradiação; (b) Detalhe da reação do pó de osso

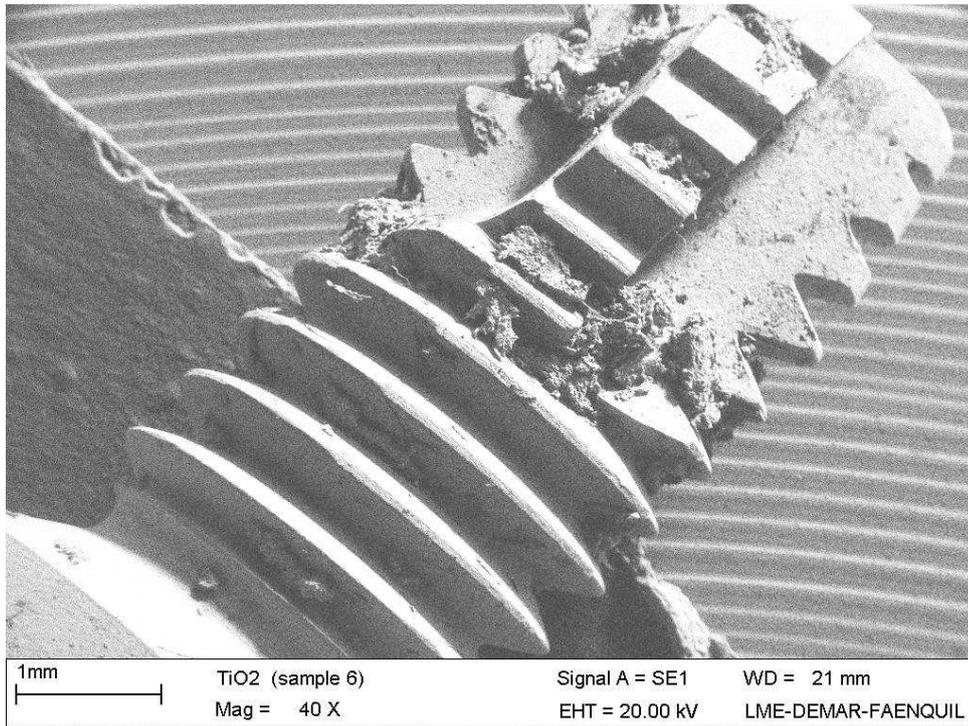


(a)

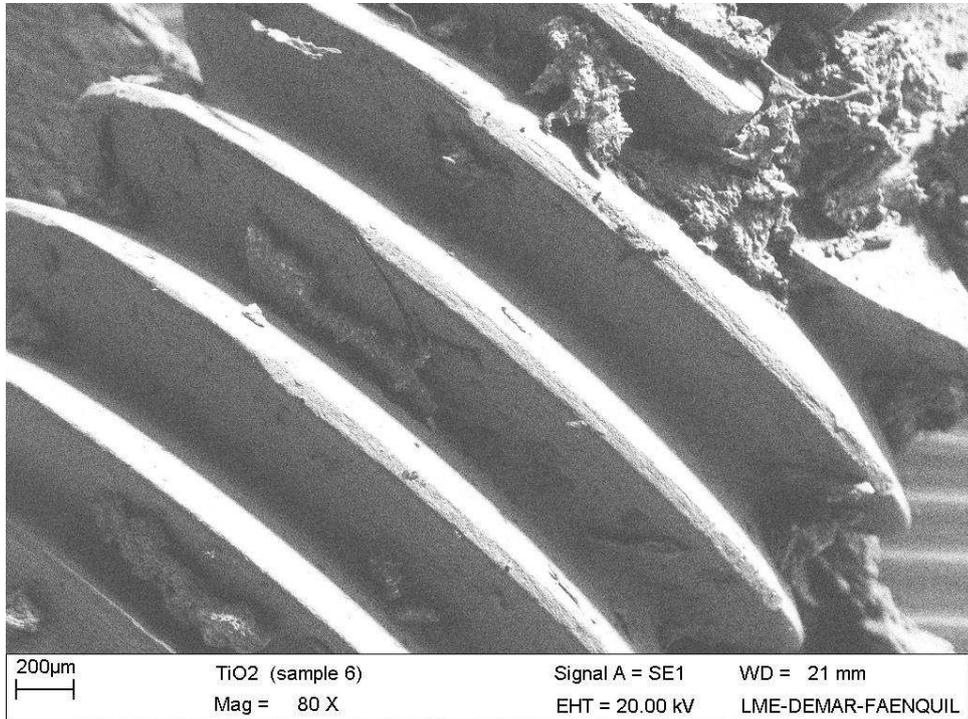


(b)

Figura 29 – (a) Microscopia realizada para implante com revestimento (amostra 5) após a irradiação; (b) Detalhe da ausência da reação do pó de osso

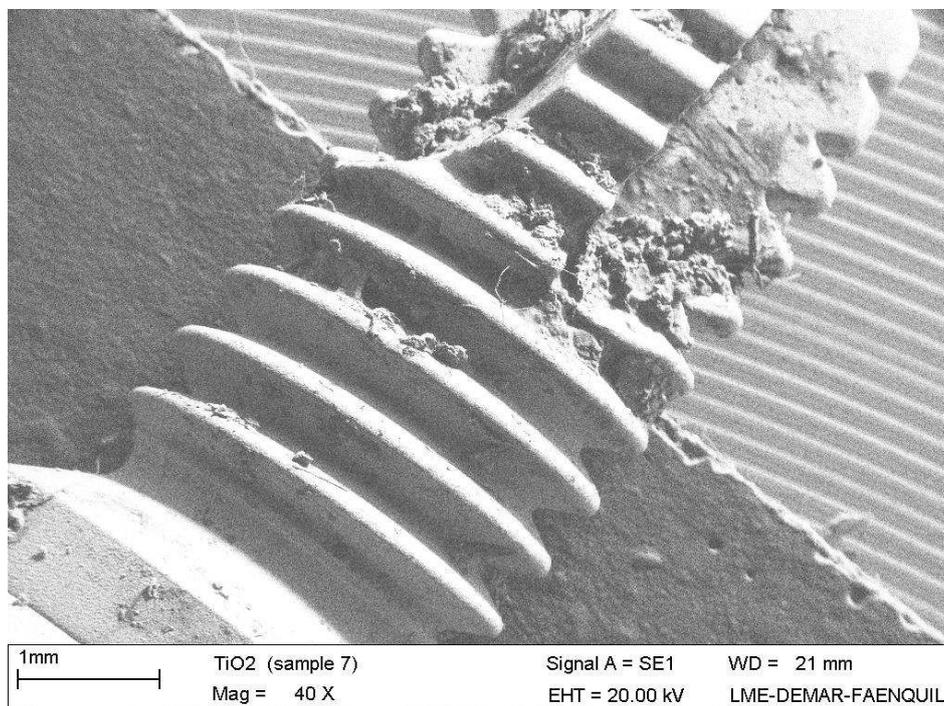


a)

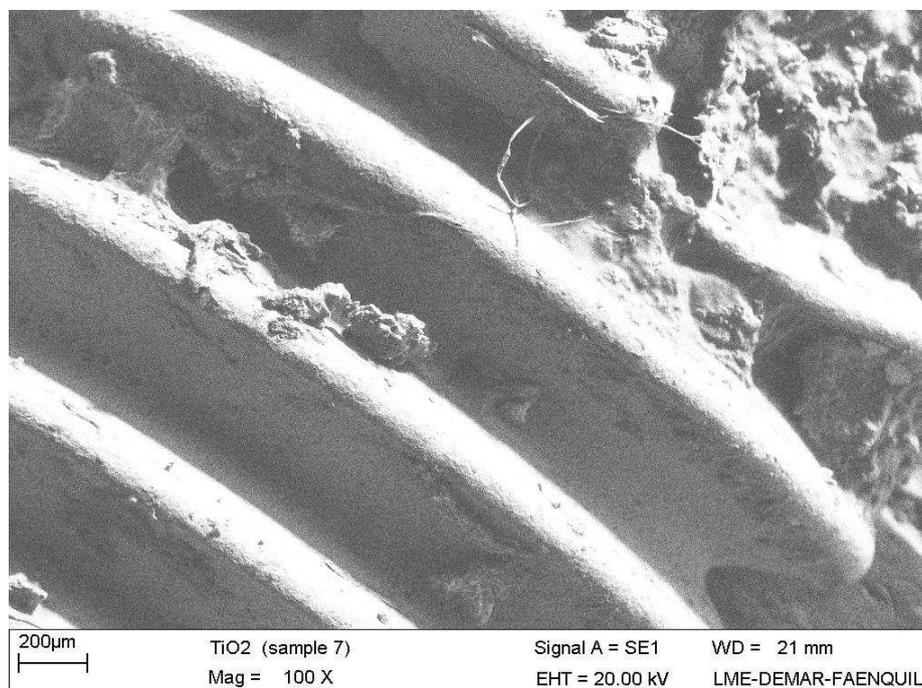


(b)

Figura 30 – (a) Microscopia realizada para implante com revestimento (amostra 6) após a irradiação; (b) Detalhe da ausência da reação do pó de osso



(a)



(b)

Figura 31 – (a) Microscopia realizada para implante com revestimento (amostra 7) após a irradiação; (b) Detalhe da ausência da reação do pó de osso

6. Discussão

Aproximadamente 75% dos pacientes com câncer de cabeça e pescoço têm mais de cinquenta anos e muitas vezes possuem implantes dentários ou próteses na cavidade oral e região facial.

Um dos tratamentos empregados na prevenção do câncer é a radioterapia. Ela consiste no uso de radiação ionizante na destruição de tumor cancerígeno pela absorção da energia da radiação incidente, tendo como princípio maximizar o dano ao tumor e minimizar o dano em tecidos vizinhos. Pode ser dividida em teleterapia e braquiterapia. No primeiro tipo são utilizadas fontes de radiação a uma dada distância dos doentes, e fazem parte os aparelhos de Raios-X de baixa energia, equipamento de telecobaltorapias (fontes de Cobalto-60) de altas energias e os aceleradores lineares que produzem Raios-X e elétrons de altas energias.

Quando um paciente é submetido a radioterapia contendo não homogeneidades metálicas (próteses, implantes dentários) de elevado número atômico embebidas em seu corpo, ocorrem alterações na distribuição da dose. Diferentes tipos de materiais têm sido usados na fabricação desses elementos sendo que o titânio preenche a maior parte dos requisitos devido a sua excelente biocompatibilidade.

No presente trabalho, foram investigadas as mudanças nas doses devido à presença de implantes dentários com e sem tratamento de superfície. Na análise realizada um modelo foi idealizado a partir do estudo desenvolvido por Allal et al. (1998) onde os autores sugeriram um novo modelo experimental, no qual as condições físicas correspondem à situação clínica. Eles utilizaram um fragmento de osso de fêmur bovino medindo $25 \times 25 \times 10 \text{ mm}^3$ e fizeram a inserção das placas. No trabalho apresentado, blocos medindo 40 mm de comprimento e 20 mm de largura foram seccionados de uma mandíbula bovina e receberam um implante cada, sendo posteriormente irradiados. Após a irradiação dos modelos foi realizada a análise das doses.

Nos implantes sem revestimento análise dos resultados da dosimetria permitiu concluir que existiu uma diminuição na dose em torno de 24%. Da mesma forma, a presença de uma camada mais espessa levou a uma maior absorção da dose com uma redução em torno de 30% (Tabela 1).

Tabela 1 – Valores médios das mudanças na dose irradiada por fonte cobalto-60

| implante | Dose (Gy) | | % Redução da Dose |
|---|-----------|-------|-------------------|
| | inicial | final | |
| Implante sem revestimento | 100 | 76,2 | 24 |
| Implante com revestimento (50 μm) | 100 | 70,6 | 30 |
| Implante com revestimento (100 μm) | 100 | 70.4 | 30 |

Esses resultados estão coerentes com a literatura, ou seja, a presença de não-homogeneidades leva a uma redução na dose irradiada. No estudo desenvolvido por Niromand-Rad et al. (1995) avaliando a perturbação na dose da radiação em implantes de titânio recobertos com hidroxiapatita (100 μm e 500 μm) e sem recobrimento, os autores verificaram resultados ligeiramente inferiores para os discos revestidos com 500 μm , mas segundo os autores não são clinicamente relevantes.

Também Gez et al. (1997) buscando avaliar a influência de *stents* metálicos na distribuição da dose concluíram que quando a radiação é fornecida em um campo único, existe um espalhamento de 18% na dose irradiada. O aumento na dosagem foi atribuído ao espalhamento de elétrons provocado pelo *stent* metálico com elevado número atômico, sendo a radiação atenuada pelo *stent* e não pelo tecido.

Em um estudo desenvolvido por Carolan et al. (2000) as técnicas de simulação empregadas constataram uma redução de até 34% da dose irradiada. É necessário considerar esses valores uma vez que tanto uma sobredosagem quanto uma subdosagem podem influenciar o tratamento radioterápico conforme reportado por Niromand-Rad et al. (1995).

Um outro resultado que cabe ser comentado é o aspecto da superfície dos implantes após a irradiação. A partir de uma inspeção visual dos implantes irradiados foi possível verificar que aquelas que não apresentavam tratamento superficial sofreram modificações de superfície, refletidas pela alteração da cor do metal (passou de azul para cinza) conforme pode ser observado na figura 24. Por outro lado, para as amostras com tratamento de superfície as alterações foram menores para a camada menos espessa e praticamente não ocorreram modificações para a superfície recoberta com 100 μm (Figuras 25, 26 e 27).

Nos implantes sem revestimento ocorreu uma reação química com o pó de osso deixado em contato com o mesmo conforme pode ser observado na figura 28. Por outro lado, para os implantes com revestimento observou-se uma menor reação na superfície do implante (Figura 29). Isso nos leva a concluir que a diminuição na reação química levará a um menor espalhamento e conseqüentemente a menor possibilidade da necrose dos tecidos próximos aos implantes.

A partir do que foi estudado parte do nosso objetivo foi alcançada, ou seja, a partir de um estudo *in vitro* foi possível observar a influência dos implantes dentários na distribuição da dose radioterápica. No entanto, para complementar a pesquisa é necessário um estudo *in vivo* com os mesmos tipos de materiais e um grupo de controle não irradiado.

7 Conclusões

Dentro das limitações deste estudo, a partir dos resultados obtidos foi possível concluir que:

- ◆ O modelo proposto é viável na simulação *in vitro* de sessões de radioterapia;
- ◆ A presença de não-homogeneidades metálicas afeta a distribuição das doses de radiação;
- ◆ Existe uma reação química no implante não revestido quando irradiado e que a mesma provavelmente pode interferir na osteointegração;
- ◆ A presença do revestimento levou a uma maior absorção da radiação e uma menor reação na superfície o que pode contribuir para a osteointegração.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALLAL et al. Dose variation at bone/titanium interfaces using titanium hollow screw osseointegration reconstruction plates. **Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.**, v. 40, p. 215-219, 1998.

ALONSO, Marcelo; FINN, Edward J.: tradução de Ivan C. Nascimento e Curt E. Hennies. **Física um curso universitário, vol II.** 7ª reimpressão. Editora Edgard Blücher LTDA. São Paulo, 1999.

CAROLAN, M. et al. **Effect of hip prostheses on radiotherapy dose.** Australasian Radiology, 44, 290-295, 2000.

DIAS, Maria Carolina Gonçalves. **A conduta dietética em câncer de cabeça e pescoço em radioterapia faz diferença?** São Paulo – SP:2001. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Saúde Pública da USP, Faculdade de Ciências Farmacêutica da USP e Faculdade de Economia e Administração da USP.

DING et al. A study on beams passing through hip prosthesis for pelvic radiation treatment. **Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.**, v. 51, n. 4, p. 1167-1175, 2001.

EISBERG, Robert; RESNICK, Robert: tradução de Paulo Costa Ribeiro, Enio Frota da Silveira e Marta Feijó Barroso. **Física Quântica.** Rio de Janeiro: Campus, 1979. 10ª reimpressão.

FARMAN, A. G. et al. Backscattering from dental restorations and splint materials during therapeutic radiation. **Radiology**, v. 156, p. 523-526, 1985.

GEZ et al. Dose perturbation due to the presence of a prostatic urethral stent in patients receiving pelvic radiotherapy: An *in vitro* study. **Medical Dosimetry**, v. 22, n. 22, p. 117-120, 1997.

JOLY, J. C., LIMA, A. F. M. Característica da Superfície e da Fenda Implantes-Intermediários em Sistemas de Dois e um Estágios. **J Appl Oral.**, v.11, n. 2, p. 107-113, 2003.

MELIAN et al. Effect of metal reconstruction plates on cobalt-60 dose distribution: A predictive formula and clinical implications. **Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.**, v. 44, n. 3, p. 725-730, 1999.

NIROMAND-RAD, A. et al. Radiation dose perturbation at tissue-titanium dental interfaces in head and neck cancer patients. **Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.**, v. 34, p. 475-480, 1996.

PAPAKYRIACOU et al. Effects of surface treatments on high cycle corrosion fatigue of metallic implant materials. **International Journal of Fatigue**, v. 22, p. 873-886, 2000.

PEZZIN, Ana Paula Testa. **Efeito da radiação ionizante sobre plastissol de DOP/PVC utilizada como simuladores de tecidos em radioterapia**. Campinas – SP, 1997. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Engenharia Química.

RATNER et al. **An Introduction to Materials in Medicine**. Academic Press, 1996.

RAVIKUMAR, M. et al. Backscattered dose perturbation effects at metallic interfaces irradiated by high-energy X- and gamma-Ray therapeutic beams. **Strahlenther Onkol.**, 3, 2004.

SEARS, Francis; ZEMANSKY, Mark; YOUNG, Hugh: tradução de José de Lima Accioli. **Física 4**. 2ª Ed.- Editora LTC. – Rio de Janeiro – RJ, 1985.

SERWAY, Raymond A.: tradução de Horacio Macedo. **Física 4 para Cientistas e Engenheiros**. 3ª Ed. Editora LTC. Rio de Janeiro – RJ, 1992.

SOUZA et al. Recomendações para se evitar grandes erros de dose em tratamentos radioterapêuticos. **Radiol. Bras.** v. 34, p. 29-37, 2001.

SPIEKERMANN, H. et al. **Colors atlas of dental medicine: implantology**. New York, Thieme, 1995, 388p.

UCKO, David A.: tradução de José Roberto Giglio. **Química para as Ciências da Saúde: Uma Introdução à Química Geral, Orgânica e Biológica**. 2ª Ed. São Paulo: Manole 1992.