

## 7 Apêndice

### Apêndice A Propriedades físicas do titânio sem elementos de liga<sup>53</sup>

Densidade: 0,163 lbs/in<sup>3</sup> (4,51 g/cm<sup>3</sup>)

Fusão: 3000 - 3100. F 1648.C à 1704.C

Temperatura de transição Beta: 1675. F +\_ 25. F 898.C à 926.C

Estrutura molecular à temperatura ambiente: HCP

Estrutura molecular acima da temperatura Beta: BCC

Módulo de elasticidade (tensão): E = 14,9 x 10<sup>6</sup> PSI

Módulo de elasticidade (compressão): E = 13,0 x 14,0 x 10<sup>6</sup> PSI

Módulo de elasticidade (torção): G = 6,5 x 10<sup>6</sup> PSI

Razão de Poisson: 0,34

Dureza: BHN 190 (~= 192 Vickers)

Coeficiente de expansão térmica: faixa 32 - 212. F 4,8 x 10<sup>-6</sup> in/in/.F  
32 -600.F 5,1 x 10<sup>-6</sup> in/in/.F

Condutividade térmica: 9,5 BTU/hr. ft 2. F/ft

Calor específico: 0,125 BTU/lb/ .F à 70. F

Resistividade elétrica específica: 56 micro ohms/cm/cm<sup>2</sup>

Susceptibilidade magnética específica: 3,17 x 10<sup>-6</sup> emu/ g à 79. F

Emissividade: 0,13 à 70. F 0,30 à 1000. F

## Apêndice B Definições e Parâmetros de Rugosidade

Segundo, Mahr Gmbf, Perthometer<sup>54</sup>:

**Superfície Real** : é a parte de um corpo que o separa do meio em que ele se encontra.(DIN 4762, ISO 4287/1).

**Processo de Apalpação por Corte:** é um processo de medição onde a configuração da superfície é captada em duas dimensões. Uma unidade de avanço movimenta um apalpador de medição com uma velocidade horizontal constante por sobre a superfície.

**Perfil efetivo:** é a porção do perfil, apalpado durante o processo de medição de uma superfície. O perfil efetivo contém os principais desvios, que são classificados em: Forma, Ondulação e Rugosidade(DIN 4760).

**Avaliação:** refere-se sempre ao perfil efetivo.

**Comprimento de amostragem:** ( $\lambda_c$  ou CUT- OFF) determine o filtro a ser utilizado. Ondas inferiores ao comprimento de amostragem  $\lambda_c$  são atribuídos ao perfil de rugosidade R. Ondas superiores ao comprimento de amostragem  $\lambda_c$  são atribuídos ao perfil de ondulação W.

**Comprimento de medição unitário  $I_e$**  é 1/5 do comprimento de medição  $I_m$ . Conforme Norma DIN 4768 é igual ao comprimento de amostragem  $\lambda_c$ (CUT-OFF). O comprimento de medição unitária é a referência para a avaliação da rugosidade.

**Comprimento de medição  $I_m$ :** é a porção do perfil apalpado que é avaliado pelo processador.

**Comprimento de avanço inicial  $I_v$ :** serve para o acionamento dos filtros.

**Comprimento de avanço final  $I_n$  :** serve para desativar os filtros.

**Comprimento de apalpação  $I_t$  :** é a distância total percorrida pelo apalpador pelo processo de medição. Ela é a soma do comprimento de avanço  $I_v$ , comprimento de medição unitário " $I_m$ " e o comprimento de avanço final  $I_n$ .

**Parâmetros de Rugosidade:**Definição e Determinação  
DIN 4762, ISSO 4287/1 e 4288

**Os Parâmetros da Rugosidade:** são definidos, caso não exista indicação em contrário, para um comprimento de Medição Unitário  $I_e$  ( $\Delta$ Comprimento de Medição  $I_e$  (  $\Delta$  Comprimento de Amostragem  $\lambda_c$  ). Os Resultados são apresentados como sendo o valor médio de vários comprimentos de medição unitários, caso contrário, é indicada a quantidade de comprimentos de medição.

**Linha de Referência:** é para medição da rugosidade a linha média de ondulações do perfil efetivo gerada por um filtro. De acordo com a norma DIN 4762, a linha de referência para a avaliação da rugosidade é uma reta média em um comprimento de medição unitário.

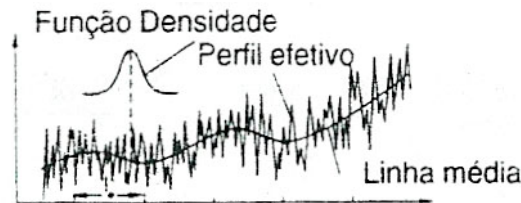
## Filtros de Perfil DIN 4777

**Filtros de Perfil** - separam o perfil de rugosidade R em porções de ondas longas, que irão compor o perfil de ondulação, e ondas curtas, que irão compor o perfil de rugosidade.

**Linha Média (R):** A linha média segue as ondulações e desvios de forma. Ela corta o perfil de tal maneira que a soma das áreas superiores a esta é igual a soma dos vazios inferiores a ela. Esta linha média é formada pelos filtros RC ou M. Filtros do tipo “M” sem fase evitam distorções de perfil típicas, que podem ser causadas pelos filtros, RC convencionais

**Função Densidade-** indica para cada ponto do perfil, qual será o fator de avaliação que os pontos vizinhos irão ter na formação do valor médio (Curva de Gauss).

**O perfil de rugosidade-** “R” mostra todos os desvios a partir da linha média.

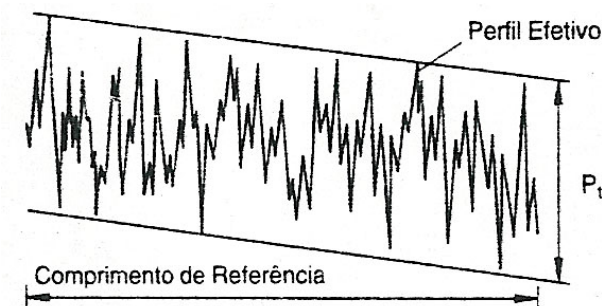


## $P_t$ Profundidade total do perfil DIN 4771

**Profundidade do perfil  $P_t$**  - é a distância entre retas paralelas que limitam o perfil P dentro do comprimento de medição  $I_m$  sendo que esta deve ser a menor possível. O tamanho do comprimento de medição  $I_m$  deve ser indicado

**Reta de Média** corta o perfil efetivo de tal maneira que a soma dos quadrados de todos os desvios do perfil dentro do comprimento de medição  $I_m$  seja a menor possível.

**Perfil P** é o gráfico dos desvios da reta média, dentro do comprimento de medição  $I_m$ .



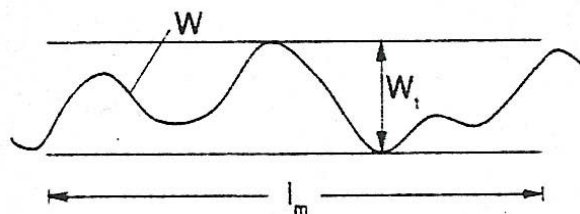
**Seleção do comprimento de amostragem (CUT-OFF)  $\lambda_c$**   
conforme DIN 4768, ISO 4288

Perfis Periódicos	Perfis Aperiódicos		Comprimento de amostragem	Comprimento de medição Unitário/ total
Distância entre sulcos $S_m$ (mm)	$R_z$ (um)	$R_a$ (um)	$\lambda_c$ (mm)	$I_e \Lambda_m$ (mm)
>0,01 até 0,04	até 0,1	até 0,02	0,08	0,08 / 0,4
>0,04 até 0,13	>0,1 até 0,5	> 0,02 até 0,1	0,25	0,25 / 1,25
>0,13 até 0,4	>0,5 até 10	>0,1 até 2	0,8	0,8 / 4
>0,4 até 1,3	>10 até 50	>2 até 10	2,5	2,5 / 12,5
>1,3 até 4	>50	>10	8	8 / 40

### **$W_t$ Profundidade máxima de onda DIN 4774**

**Profundidade Máxima de Onda  $W_t$**  é a distância vertical máxima entre os pontos mais baixos e o mais alto delimitado por duas retas equidistantes entre si, obtida dentro do comprimento total de  $I_m$  sendo que esta deve ser a menor possível.

**Perfil W (Perfil de Ondulação)** é a linha média, gerada pelos filtros, sem os componentes de rugosidade.



## $R_a$ , $R_q$ Rugosidade média DIN 4762, DIN 4768, ISO 4287/1

**Rugosidade média  $R_a$**  é o valor médio aritmético de todos os desvios do perfil de rugosidade da linha média dentro do comprimento de medição " $l_m$ ".

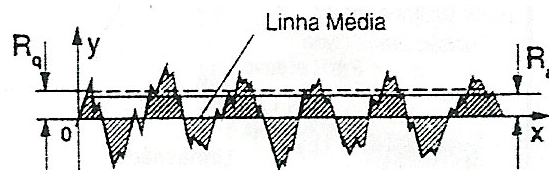
$$R_a = \frac{1}{l} \int_0^l |y(x)| dx$$

**Rugosidade média  $R_q$**  (DIN 4762/1 E) é o valor médio quadrático de todos os desvios do perfil de rugosidade " $R$ " da reta média dentro do comprimento de medição " $l_m$ ".

$$R_q = \sqrt{\frac{1}{l} \int_0^l y^2(x) dx}$$

$y(x)$  = desvios do perfil de rugosidade.

OBS: para  $R_a$  utiliza-se também as denominações AA e CLA, para  $R_q$  a denominação RMS.



## $R_z$ $R_{max}$ DIN 4768

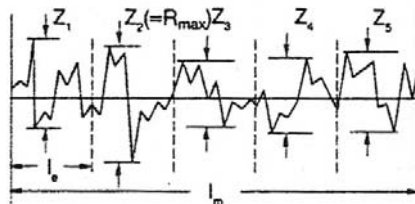
**Valor de Rugosidade Unitário  $Z_i$**  é distância vertical entre o ponto mais alto e o mais baixo do perfil ( $=R_y$ ).

**Rugosidade Média  $R_z$**  é o valor médio da rugosidade unitária  $Z_i$  obtida em cinco comprimentos de medição unitários " $l_e$ " dentro do perfil de rugosidade.

$$R_z = R_{zDIN} = 1/5 (R_{z1} \cup R_{z2} \cup R_{z3} \cup R_{z4} \cup R_{z5})$$

$R_{zDIN}$  corresponde ao valor médio  $R_v$  de vários comprimentos de medição unitário conforme Norma DIN 4762.

**Rugosidade Máxima  $R_{max}$**  é o maior valor de rugosidade obtido dentre a avaliação de cinco comprimentos de medição unitários  $l_e$ .



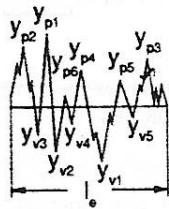
$R_{zISO}$ ,  $R_c$  ISSO 4287/1, DIN 4762

$R_{zISO}$  é o valor médio aritmético das amplitudes dos cinco picos mais elevados e os cinco vales mais profundos.

$$R_{zISO} = \frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 y_{pi} + \frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 y_{vi}$$

Os picos e os vales são determinados pela reta média. Se estiverem menos que cinco picos e vales em um comprimento de medição unitário  $l_e$ , o valor para  $R_{zISO}$  não é definido.

$R_c$  é o valor médio aritmético das amplitudes de todos os picos e vales.



$$R_c = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_{pi} + \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m y_{vi}$$

$R_p$  Profundidade de Polimento,  $R_m$ ,  $R_y$  DIN 4762

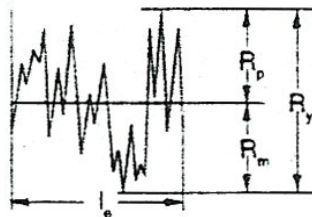
$R_q$  é a distância entre o pico mais elevado à reta média (Profundidade de Polimento). De acordo com a definição anterior, utiliza-se a designação  $R_{pm}$  no lugar de  $R_p$  – Profundidade Média.  $R_{pm}$  é então, conforme norma DIN 4768, o valor médio de  $R_p$  em cinco comprimentos de medição  $l_e$ .

$R_m$  é a distância entre o vale mais profundo e a reta média. Para  $R_m$  utiliza-se também a denominação  $R_v$  (Profile Valley Depth).

$R_y$  é a distância vertical entre o pico mais elevado e o vale mais profundo:

$$R_y = R_p + R_m$$

De acordo com a norma DIN 4768,  $R_y$  corresponde ao valor de rugosidade unitário  $Z_i$ , isto é, o valor  $R_y$  médio obtido a partir de vários comprimentos unitários, corresponde ao valor  $R_{zDIN}$ . Rugosidade Total  $R_t$ , conforme norma DIN 4762 (1960) corresponde a definição de  $R_y$ .



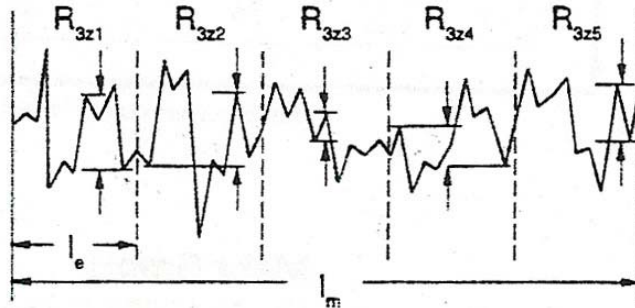
$R_{3z}$  Conforme Norma Interna DB-N 31007 (1983)

$R_{3zi}$  é a distância vertical entre o 3º pico mais elevado e o 3º vale mais profundo dentro de um comprimento de medição unitário “ $I_e$ ”.

$R_{3z}$  é o valor médio da rugosidade unitária  $R_{3zi}$  em cinco comprimentos de medição unitários “ $I_e$ ”.

$$R_{3z} = \frac{1}{5} (R_{3z1} + R_{3z2} + \dots + R_{3z5})$$

**OBS:** tanto o pico como o vale devem ultrapassar uma grandeza vertical e horizontal mínima.



$M_r, t_p$  Quantidade de Material DIN 4762, ISSO 4287

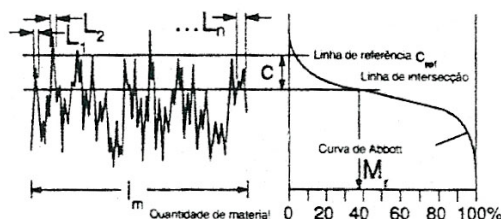
**Quantidade de Material  $M_r$  (fração de contato  $t_p$ )** é a relação percentual entre o comprimento de contato e o comprimento de medição “ $I_m$ ” dentro do nível de corte  $C$ .

$$M_r = \frac{1}{I_m} (L_1 + L_2 + \dots + L_n) 100 [\%]$$

**Nível de corte  $C$**  é a distância entre uma linha de corte avaliada e uma linha de referência selecionada. Durante as avaliações de  $t_p$  deve-se determinar uma linha de referência e a mesma deve ser indicada.

**Curva de fração de contato** (curva de ABBOTT) indica a quantidade de material  $M_r$  em relação ao Nível de Corte  $C$ .

\*De acordo com a norma DIN 4776 deve-se preferir a denominação  $M_r$  a  $t_r$ .



### $R_k, R_{pk}, R_{vk}, M_{r1}, M_{r2}$ DIN 4776

Parâmetros obtidos a partir da curva de fração de contato (ABOOTT) DIN 4776 (Projeto de Norma).

**Perfil do núcleo de rugosidade** é o perfil de rugosidade excluídos os maiores picos e os vales mais profundos.

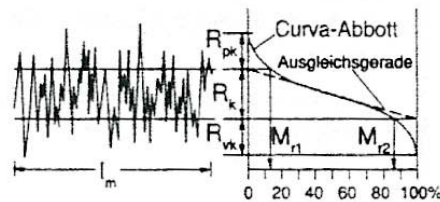
$R_k$  é o valor da rugosidade do núcleo do perfil

$R_{pk}$  é o valor da rugosidade média dos picos que estão acima da área de contato mínima do perfil; excluídos picos exagerados.

$R_{vk}$  é o valor da rugosidade média dos vales que estão abaixo da área de contato do perfil; excluídos eventuais vales excessivamente profundos.

**Quantidade de material  $M_{r1}$  (%)** é um parâmetro que determina a fração de contato mínima no núcleo do perfil de rugosidade.

**Quantidade de material  $M_{r2}$  (%)** é um parâmetro que determina a maior fração de contato no núcleo do perfil de rugosidade.



### $S_m, \Delta_q, \lambda_q$ DIN 4762

**Distância média entre sulcos  $S_m$  (DIN 4762)** é a distância média dos picos de perfil dentro do comprimento de medição  $l_m$ . Um Pico de Perfil é uma elevação do perfil seguido de um vale.

$$S_m = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n S_{mi}$$

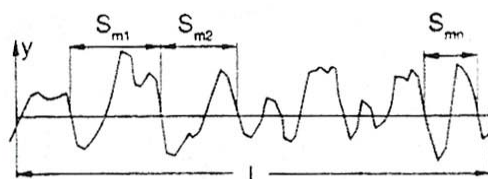
O parâmetro  $S_m$  pode ser comparado ao Parâmetro  $A_r$  Distância entre Vales conforme a norma DIN 4762 (1960)

**Inclinação média  $\Delta_q$  (DIN 4762)** é o valor médio quadrático da inclinação do perfil dentro do comprimento de medição  $l_m$ .

$$\Delta_q = \sqrt{\frac{1}{l} \int_0^l \left( \frac{dy}{dx} \right)^2 dx}$$

$$\lambda_q = 2\pi \frac{R_q}{\Delta_q}$$

**Comprimento de onda médio  $\lambda_q$  (DIN 4762/1)** é o valor médio quadrático do comprimento onda.





### $P_c$ , HSC Contagem de picos

$P_c$  é a quantidade de picos por cm, que ultrapassa um limite superior pré-selecionado e em seguida ultrapassa o limite inferior, igualmente pré-selecionado.

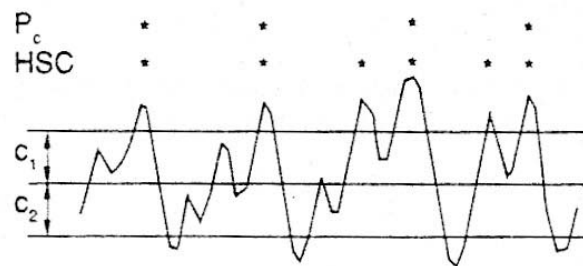
**OBS:** para  $P_c$  utilizava-se a designação T1.

HSC é a quantidade de elevações por cm que ultrapassa o limite pré-selecionado.

**OBS:** para HSC utiliza-se a designação S.

Para tornar mais claro que os parâmetros de contagem de picos são determinados a partir do perfil de rugosidade,  $P_c$  e HSC podem também estar indicados como  $RP_c$  e RHSC.

Indicações das quantidades de picos com referência de 10mm.



## 8

**Referências Bibliográficas**

1. BARBOZA, E. P.: A Importância da Implantodontia Disponível em: <<http://www.implantodontia.com.br>. Acesso em: 10 Jan. 2003.
2. BRANEMARK, P.I.; ZARG,G; and ALBREKTSSON, T. editors: **Tissue Integrated Prostheses**, Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc., 1985.
3. ALBREKTSSON, T. The response of bone to titanium Implants, **Crit. Ver. Biocompatibility** n. p.53-84, 1985.
4. AMEEN, A.P. ;SHORT, R.D.; DOUGLAS, W.I. JOHNS, R.; .D. New ideas in biomaterials science – A path to engineered biomaterials. **J. Biomed. Mater. Rev.**, v. 27, n 7 p. 837-850, July 1993.
5. BAGNALL, R. D.; ARUNDEL, P.; “A method for the Prediction of Protein Adsorption of Protein Adsorption on Implant Surfaces”, **J Biomed Mater Res**, 1983; 17:459-466;
6. MISCH,C.E. **Contemporary implant dentistry**, St. Louis: Mosby, 1999.
7. ALBREKTSSON, T.; JACOBSON, M. Bone-metal interface in osseointegration. **J. Prosth Dent.**, v. 57, n.5, p. 597-607, May 1987.
8. KELLER, J. C., et al. “Characterizations of sterilized cp titanium Implant surfeces”, **International Jornal of Maxilofacial Implants**,5, pp. 360-367. (1990)
9. KELLER, J. C., et al. “Characterizations of titanium implant surfeces. III”, **Jornal of Biomedical Materials Research**, 28, pp. 939-946. (1994)
10. KASEMO, B.; LAUSMAA, J. Metal selection and surface characteristics. In: BRANEMARK, P.-I.; ZARB,G. A.; ALBREKTSSON,T. **Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in Clirical Dentistry**. Chicago, Quintessenz, 1987. cap. 4, p. 99-116.
11. FRAKER,A.C. Corrosion of metallic implants and prosthetic devices In: AMERICAN SOCIETY FOR METALS. **Metals handbook**. 9. ed. Ohio, ASM, 1987. v. 13, p. 1324-35.
12. PARR, G.R., et al. Titanium: The mystery metal of implant dentistry; dental materials aspectes. **J. Prosth. Dent.**, v. 54, n. 3, p. 410-14, Sept. 1985.

13. AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS: **Standard recommended practice for surface preparation and marking of metallic surgical implants.** Philadelphia, ATMS, 1976. (ASTM Standard F 86).

14. JOHANSSON, C., et al.: Ultrastructural differences of the interface zone between bone and Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V or commercially pure titanium. **J. Biomed. Eng.**, v.11, p. 3-8, Jan. 1989.

15. COOPER, L. F.: A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants. **J. Prosthet Dent**, 84(5): 522- 34, Nov. 2000.

16. DE GROOT, K.: Calcium phosphate coatings: an alternative to plasma-spray. In: **Bioceramics**, v. 11, Proceedings of the 11<sup>th</sup> International Symposium on Ceramics in Medicine, World Scientific Publishing Co., pp. 41-43. 1998.

17. FERRAZ, M. P. ., et al.: In vitro growth and differentiation of osteoblast-like human bone marrow cells on glass reinforced hydroxyapatite plasma-sprayed coatings, **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, 10, pp. 567-168. 1999.

18. MATSURA, T., et al.: Diverse mechanisms of osteoblast spreading on hydroxyapatite and titanium, **Biomaterials**, 21, pp. 1121-27. 2000.

19. YAN, W. Q., DAVIES, J. E.: Bone formation around surface modified titanium implants. In: **Bioceramics**, v. 11, Proceedings of the 11<sup>th</sup> International Symposium on Ceramics in Medicine, World Scientific Publishing Co., pp.659-62. 1998.

20. PRADO DA SILVA, M. H.: Recobrimento de titânio com HA: Desenvolvimento do Processo de Deposição Eletrônica e Caracterização Biológica in vitro. **Tese de D. Sc.**, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil. 1999.

21. DINIZ, M. G.: Influência de Tratamentos Superficiais Sobre Chapa de Titânio na Osteogênese em Culturas de Células com Origem na Medula Óssea Humana. **Tese de D. UFRJ.** Ago. 2001.

22. SALGADO, T., LEGEROS, J. P., WANG, J.: Effect of alumina and apatitic abrasives on Ti alloy substances. In: **Bioceramics**, v. 11 Proceedings of the 11<sup>th</sup> International Symposium on Ceramics in Medicine, World Scientific Publishing Co., pp.683-686. 1998.

23. WEN, H.B., LIU, Q., DE WIJN, J. R., DE GROOT, K., CUI, F. Z.: Preparation of bioactive microporous titanium surface by a new two-step chemical treatment. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, 9, pp.121-128. 1998

24. ELIAS, C.N. Limpeza e preparação da Superfície dos Implantes Osseointegráveis Master Screw, **Res. Bras de Implantodontia** v.5, n.2, p.10-12, 1999.

25. ELIAS, C.N.; LIMA, J.H.C.; SOARES, G.<sup>a</sup>; SILVA, M.H.P.; GOMES, D.T. Comparison of the surface morphology of American, Argentina and Brazilian dental implants., **Acta Metallurgica**, v.6, supl B, p.684-985, 1997.

26. YOUNG, F. A.: Future difections in dental implant materials research. **J. Dent. Educ.**, v.52, n. 12, p. 770-4, Dec. 1988.

27. KASEMO, B.: Biocompatibility of titanium implants: Surface science aspects. **J. Prosth. Dent.**,v. 49, n. 6, p. 832-7, June 1983.

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

29. MONCADA, A. C.: Caracterização de superfícies de titânio cp grau 1 após diferentes tratamentos. **Tese de D. USP-Bauru**, SP Brasil. 1995.

30. CAVALCANTI, J. H., BARBOZA, E. P., ELIAS, C.N., GOMES, D. Tratamento e caracterização da superfície dos implantes Osseointegrados. **IBI** Jan. de1996.

31. BAIER, R., Mayer, A Implant Surface Preparation, **Int J Oral Maxillo Implant**, V.2, p.9-20, 1988.

32. HARTMAN, L.C., MEENSGHAN, M.A.; SCHAAF, N.G.; HAWKER, P.B. Effect of Pretreatment Sterilization and Cleaning Methods on Materials Properties and Osseointductivity of a Threaded Implant, **Int J Oral Maxillo Implant**, v.1, n.4, p.11-18, 1989.

33. BRUNETTE, D. M. The Effects of Implant Surface Topography on the Behavior of Cells, **J Biomed Mater Res**, v.3, p.231-124, 1988.

34. WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; ANDERSON, B. Na animal study of cp Ti screws with differnt surface topographies, **J Mat Sc Materials: in Medicine**, v.6, p.302-309, 1995.

35. BROSH, T.; PERSOVSKI; BINDERMAN, I. Mechanical properties of bone- implant interface, **Int J Oral Maxillofac Implants** v.10, p.729-741, 1995.

36. BINON, P.P.; WEIR, D.J.; MARSHALL, J. Surface analysis of na Original Branemark implant and three clones, **Int J Oral Maxillofac Implants** n.7, p. 168-175, 1992.

37. HURÉ et al.: Does Titanium Surface Treatment Influence the Bone-Implante Interface ? SEM and

Histomorphometry in a 6- Month Sheep Study. **J. Oral Maxillof. Implant**, v. 11, n. 11, p. 523-528. 1996

38. M. AHMAD et al, Diverse mechanisms of osteoblast spreading on hydroxyapatite and titanium, **Biomaterials**, 21, pp. 1121-27. 2000.

39. PRIOLI, R. Medidas em Escalas Nanométrica de Propriedades Mecânicas e Ópticas em Superfícies, **Tese de Doutorado**, CBPF, agosto 1998.

40. MAURÍCIO, M. H.: Produção, Caracterizações de Filmes Calcogênicos de Sulfeto de Arsênio Amorfo, **Tese de Doutorado**, PUC-Rio, junho de 1999.

41. Disponível em:  
<<http://home.ism.com.br/~ssaraiva/sandrap2.htm> Acesso em:  
15 Out. 2002

42. PADILHA, A. F.; AMBROZIO, F.: Microscopia. **Técnicas de Análise Microestrutural**, ed. Herus cap 4, pp.91-95.

43. JARDIM, P. M.: Determinação do coeficiente de difusão do Ni no contorno de grão do siliceto de níquel formado a baixas temperaturas em filmes finos. **Tese de Mestrado PUC-Rio**, p.51-58. 1996.

44. NISHIGUCHI, S. et al.: Enhancement of bone bonding strengths of titanium alloys by alkali and heat treatments, In: **Bioceramics**, v.11, Proceedings of the 11<sup>th</sup> International Symposium on Ceramics in Medicine, World Scientific Publishing Co., pp. 675-678.1998.

45. KAWAHARA, H.: Biomaterials for Dental Implants. In: Wise, D. L. (ed.). **Enciclopedic Handbook of Biomaterials and Bioengineering**, Part B, pp. 1469- 1524. 1995.

46. LINKS, J. et al.: Response of MG 63 osteoblast-like cells to titanium and titanium alloy is dependent on surface roughness and composition. **Biomaterials**, 19, pp. 2219-32. 1998.

47. DEGASNE, I. et al.: Effects of roughness, fibronectin and vitronectin on attachment, spreading, and proliferation of human osteoblast-like cells (Saos-2) on titanium surfaces. **Calcified Tissue International**, 64 pp. 499-507. 1999.

48. ANSELME, K.: Osteoblast adhesion on biomaterials. **Biomaterials**, 21, pp. 677- 681. 2000.

49. MENEZES, NIX, W.D. Mechanical Properties of Thin Films, *Metall. Trans. A*, **20** ( 1989 ) 2217.

50. DINIZ, M. G.: Influência de Tratamentos Superficiais Sobre Chapa de Titânio na Osteogênese em Culturas de Células com Origem na Medula Óssea Humana. **Tese de D. UFRJ**. Ago. 2001.

51. RATNER, B. D., JOHNSTON, A. B., LENK, T. J.: Biomaterial surfaces, **Jornal of Biomedical Materials Research: Applied Biomaterials**, v.21, n. A1, pp. 59-90. 1987.

52. RATNER, B. D.: Surface properties of materials. In: Ratner, b. D., Hoffman, A. S., Schoen, f. J., Lemons, J. E. (eds), **Biomaterials Science – An Introduction to Materials in Medicine**, chapter 1, pp. 21-35, California, USA, Academic Press. 1996.

53. Disponível em: <<http://www.titanio.com.br>> Acesso em: 15 Out. 2002

54. Mahr Gmbf, Perthometer