

## **AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE Y-TZP APÓS DEPOSIÇÃO SUPERFICIAL DE HIDROXIAPATITA**

R.B.P. Miranda (1)<sup>a</sup>; V.Ussui (2); W.G.M. Júnior (1); P.F.Cesar  
(1); J. Marchi (3)

(1) Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo  
(FOUSP); (2) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CCTM);  
(3) Universidade Federal do ABC (UFABC/CCNH)

<sup>a</sup>[ranulfoo7@gmail.com](mailto:ranulfoo7@gmail.com)

### **RESUMO**

*Implantes dentários de zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP) recobertos com hidroxiapatita (HAp), que acelera a osseointegração, possuem uma excelente estética, sendo portanto uma alternativa aos implantes de titânio. O objetivo deste trabalho foi o de avaliar o efeito do recobrimento sobre as propriedades mecânicas das pastilhas de Y-TZP. Para isso pastilhas de Y-TZP foram sintetizadas por co-precipitação e recobertas com fosfato de cálcio utilizando-se o recobrimento biomimético. As pastilhas foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura e difração de raios X. Para análise de Weibull, foram submetidas ao ensaio de resistência à flexão biaxial com taxa de 1 MPa/s em saliva artificial a 37 °C. Os resultados mostram que após o recobrimento, houve a deposição de nódulos aglomerados de HAp. Os valores de propriedades mecânicas indicam que a deposição de HAp não alterou a resistência e a confiabilidade da cerâmica de Y-TZP.*

*Palavras chaves: zircônia, hidroxiapatita, resistência mecânica, Weibull*

## 1. INTRODUÇÃO

Próteses suportadas por implantes trouxeram ao tratamento odontológico uma completa reabilitação oral e melhora nas características psico-sociais de pacientes edêntulos [1]. Os materiais de escolha para substituir a raiz dentária perdida, na implantodontia, são o titânio comercialmente puro e a liga de titânio (por exemplo, Ti-6Al-4V), os quais possuem excelente biocompatibilidade e altas propriedades mecânicas [2]. Estudos clínicos mostram que esses materiais possuem uma taxa de sucesso variando de 92 e 95% após 10 e 15 anos, respectivamente [3, 4].

Mesmo apresentando bons resultados clínicos, a cor acinzentada do titânio, pode comprometer o resultado estético da reabilitação odontológica de duas formas: a) ficando exposto com o passar do tempo por conta de retrações gengivais e, b) aparecendo por transparência através dos tecidos perimplantares em pacientes que possuem biótipo gengival fino. O comprometimento estético é mais grave em tratamentos envolvendo dentes anteriores [5].

A zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria (Y-TZP) é uma das principais opções às ligas de titânio nos caso de reabilitações envolvendo implantes com alta necessidade estética [6]. Essa aplicação da Y-TZP se deve à sua alta tenacidade à fratura ( $K_{Ic}$ ), a qual é maior do que as de todas as outras cerâmicas odontológicas [7]. Essa propriedade está relacionada com a capacidade do material resistir à propagação instável de trincas e com a quantidade de energia absorvida antes de se fraturar de maneira catastrófica [8]. Esse bom comportamento mecânico se deve ao mecanismo de tenacificação, conhecido como transformação martensítica [9-12].

Uma dificuldade relacionada à utilização da Y-TZP em implantodontia é o fato deste material ser bioinerte. Materiais bioinertes apresentam uma fraca interação com os tecidos vivos circunvizinhos [13, 14]. Na implantodontia, a baixa bioatividade afeta negativamente o processo de

osseointegração, podendo levar à falha do implante [15, 16]. Uma solução comumente aplicada para melhorar o crescimento ósseo ao redor de implantes é alterar a sua superfície com uma deposição de filmes compostos por exemplo por fosfato de cálcio [17]. Muitos métodos podem ser utilizados para se depositar uma camada de fosfato de cálcio sobre a superfície dos implantes. Dentre eles destacam-se a aspensão térmica, deposição eletrolítica, técnica sol-gel e o método biomimético.

O desenvolvimento de um compósito Y-TZP recoberto com uma camada de hidroxiapatita, se bem sucedido, terá grande impacto na Odontologia, pois espera-se que um implante dentário produzido com esse material apresente resultado estético melhor do que um implante de titânio. A caracterização mecânica de um material com aplicação estrutural, como o compósito Y-TZP recoberto com hidroxiapatita é essencial para que esse possa ser futuramente utilizado como implante dentário, uma vez que cargas entre 200 e 1.221N podem estar presentes durante a mastigação [18]. Diante do problema exposto acima o presente trabalho propõe avaliar a microestrutura e as propriedades mecânicas do compósito Y-TZP em função da alteração da superfície por meio da aplicação de uma camada de hidroxiapatita através do recobrimento biomimético.

## **2. MATERIAIS E MÉTODOS**

### **2.1 Síntese dos pós**

Os pós cerâmicos foram sintetizados através de uma rota de coprecipitação em meio amoniacal com os precursores oxicloreto de zircônio e cloreto de ítria na forma de soluções aquosas. A composição das amostras manteve fixa a relação zircônia/ítria em 3 mol% [19].

### **2.2 Confeção das pastilhas**

Uma matriz de carbetto/tungstênio com diâmetro de aproximadamente 15 mm teve suas superfícies previamente umedecidas por uma solução de estearato de zinco e acetona. Foram depositados aproximadamente 0,7 gramas de pó cerâmico na matriz, que foram então levados a uma prensa

hidráulica para realizar a prensagem uniaxial (50 MPa). O corpo verde obtido após a prensagem foi sinterizado ao ar em forno elétrico tipo caixa (Lindberg) a 1400 °C por duas horas. A taxa de aquecimento utilizada foi de 10°C min<sup>-1</sup> até 1000°C e 5°C min<sup>-1</sup> até a temperatura de sinterização. As pastilhas sinterizadas (n =60) tiveram suas superfícies retificadas em uma politriz semiautomática (Ecomet II, Buehler) com solução diamantada de 45 µm. Ao final, as pastilhas ficaram com diâmetro de aproximadamente 12 mm e 1,0 mm de espessura.

### **2.3 Recobrimento Biomimético**

Metade das pastilhas sinterizadas (n=30) foram submetidas ao recobrimento biomimético. Essas pastilhas foram colocadas em um recipiente de polietileno e imersas em solução de silicato de sódio (SS) por um período de sete dias a 37°C. Após esse período, os substratos foram retirados e lavados cuidadosamente com água destilada e em seguida foram reimersos por sete dias em uma solução de composição iônica semelhante ao plasma sanguíneo (SBF – Simulated Body Fluid) em uma concentração 1,5 vezes superior ao SBF (1,5 SBF). A preparação do SBF seguiu a norma ISO 23317 [20].

### **2.4 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)**

A análise microestrutural foi realizada por microscopia eletrônica de varredura (Microscópio Phillips modelo XL30) antes e após o recobrimento biomimético. As pastilhas cerâmicas do grupo controle (sem recobrimento biomimético) foram polidas e submetidas a um ataque térmico (1.350 °C por 30 minutos) em um forno de micro-ondas (FE-1700 Fortelab) para revelar os limites inter-granulares.

### **2.5 Difração de raios X (DRX)**

As fases cristalinas presentes nas pastilhas foram identificadas por meio da análise de DRX, que foi realizada em um difratômetro (Rigaku, DMAX 3000), utilizando-se radiação  $\alpha_1$  do cobre. O ensaio foi realizado antes e após o recobrimento biomimético. Os picos de difração foram

comparados com os padrões de difração da ICDD para a análise qualitativa das fases cristalinas presentes.

## **2.6 Resistência à flexão biaxial**

Para a determinação da resistência à flexão biaxial foi utilizado um dispositivo do tipo pistão sobre três esferas em uma máquina de ensaios universais (EMIC). Durante o ensaio os espécimes ficaram imersos em água destilada com sistema de aquecimento para manter a temperatura constante de 37 °C. Para cada grupo, foram ensaiados 30 pastilhas em uma taxa de carregamento de 0,5 mm/min. A resistência à flexão foi calculada pela equação da norma ASTM F 394 -78 [21].

## **2.7 Análise estatística dos resultados**

A comparação da resistência à flexão biaxial do grupo controle (Y-TZP) com aquela obtida após o recobrimento biomimético (Y-TZP-HAp) foi feita por meio do teste t de Student com nível global de significância de 5%. O parâmetro módulo de Weibull,  $m$ , foi estimado pelo método de probabilidade máxima. O limite superior e inferior dos intervalos de confiança de 95% foi calculado com o método da razão de verossimilhança.

# **3. RESULTADOS**

## **3.1 Análise microestrutural**

A Figura 1a, 1b e 1c apresentam, respectivamente, as micrografia da superfície das pastilhas dos materiais Y-TZP (realizado com aumento de 1000x), Y-TZP-HAp (realizado com aumento de 150x) e Y-TZP-HAp (realizado com aumento de 1000x). O grupo Y-TZP foi sinterizado a 1400 °C por duas horas e posteriormente polido e atacado termicamente. Nota-se que o material é constituído por grãos de zircônia sub-micrométricos. As pastilhas do grupo Y-TZP-HAp foram sinterizadas a 1400 °C por duas horas e posteriormente ficaram imersas em solução de silicato de sódio por sete dias a 37°C e reimersas em 1,5 SBF por sete dias a 37°C. Foi observado para esse grupo a presença de glóbulos de dimensões sub-micrométricas

agrupados na forma de aglomerados. Nota-se também que essas formações glomerulares cobriram a superfície das amostras de forma heterogênea, formando múltiplas camadas.

A Figura 1d mostra os difratogramas de raios X das pastilhas do grupo Y-TZP e Y-TZP-HAp. Nota-se a presença de picos correspondentes à fase cristalina de zircônia tetragonal (padrão de difração ICDD 89-9068) e zircônia monoclinica (padrão de difração ICDD 37-1484) para os dois grupos. E para o grupo Y-TZP-HAp nota-se também a presença de pico correspondente à fase cristalina de hidroxiapatita (padrão de difração 09-0432).

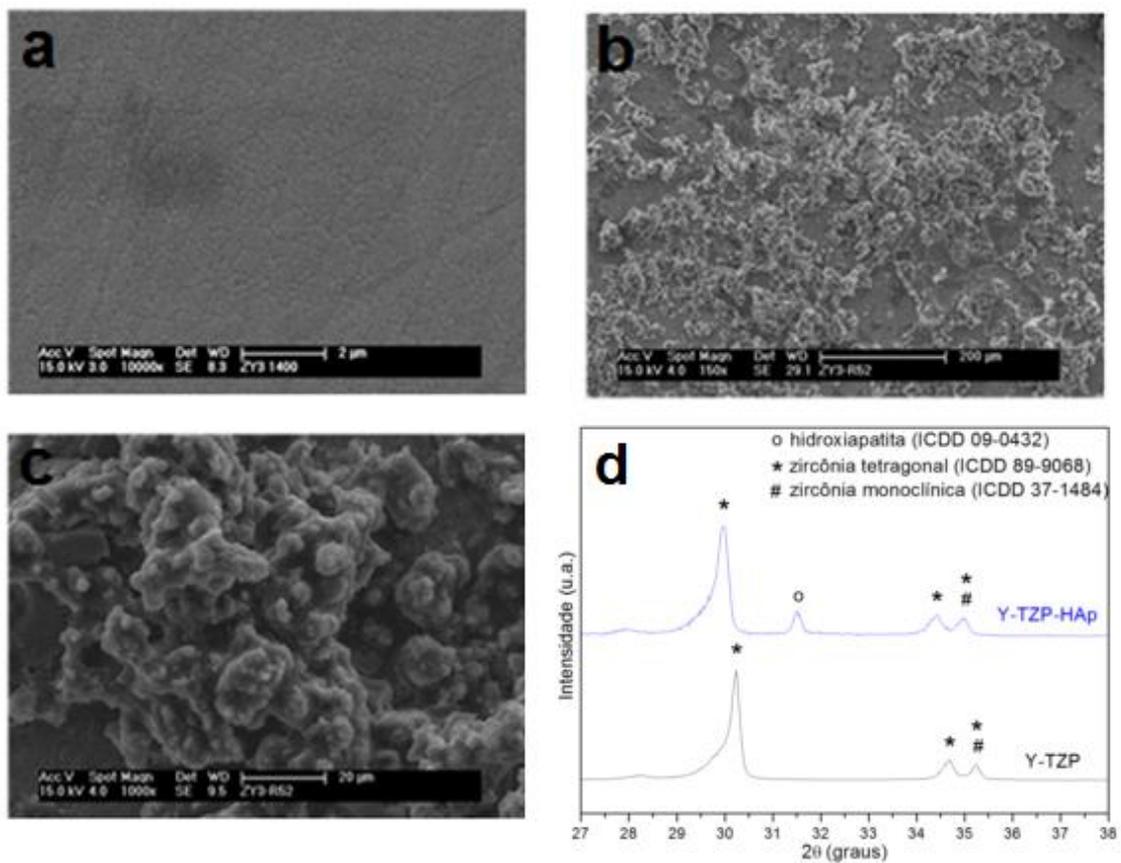


Figura 1- Micrografia MEV do grupo Y-TZP realizada com aumento de 150x (a), micrografia MEV do grupo Y-TZP-HAp com aumento de 150x (b), micrografia MEV do grupo Y-TZP-HAp com aumento de 1000x (c) e difratogramas de raios X dos grupo Y-TZP e Y-TZP-HAp (d).

## **3.2 Propriedades mecânicas**

### **3.2.1 Resistência à flexão biaxial**

A figura 2 mostra o gráfico com os valores médios e os desvio padrão da resistência à flexão ( $\sigma_f$ ) e os sobrecristos baseados no teste de Student com um nível de significância de 5%. O grupo Y-TZP obteve valor médio de 815 MPa e desvio padrão de 145 MPa, enquanto o grupo Y-TZP-HAp obteve valor médio de 763 MPa e desvio padrão de 144 MPa. Não houve diferença significativa entre os grupos.

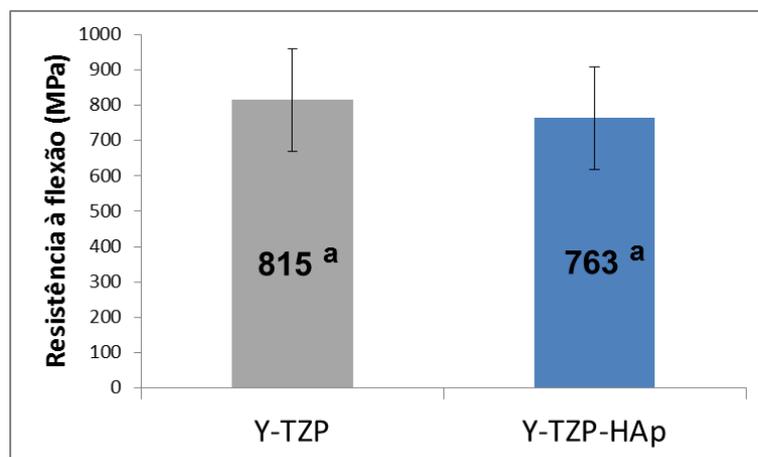


Figura 2-Resistência à flexão biaxial do grupo Y-TZP e Y-TZP-HAp

### **3.2.2 Análise de Weibull**

Na figura 3 é possível observar o gráfico de Weibull, que mostra a relação entre a probabilidade de fratura e a tensão de fratura para os dois grupos experimentais avaliados no presente estudo. É possível observar também os valores do módulo de Weibull ( $m$ ) e seus respectivos intervalos de confiança. O grupo Y-TZP apresentou um módulo de Weibull (6,4) numericamente superior ao grupo Y-TZP-HAp (5,4), mas os intervalos de apresentaram sobreposição, denotando que esses grupos são semelhantes. Essa semelhança também é observada em relação à inclinação da curva de regressão do grupo Y-TZP e do grupo Y-TZP-HAp que são quase idênticas.

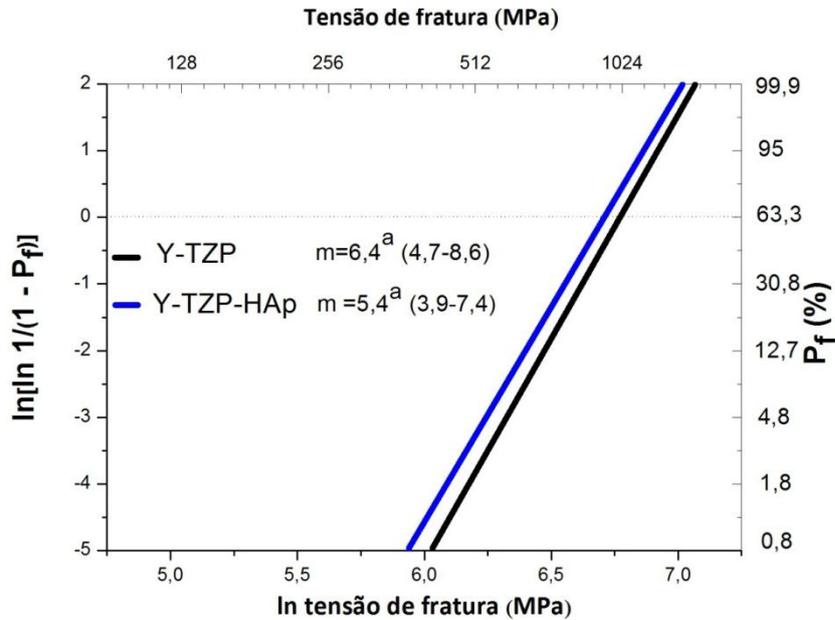


Figura 3-Gráfico de Weibull

#### 4 DISCUSSÃO

É difícil estabelecer uma comparação direta dos valores de resistência (média e módulo de Weibull) obtidos para o grupo Y-TZP com aqueles encontrados na literatura, uma vez que existe uma grande faixa de valores reportados com médias que variam de 680 a 1.200 MPa [7, 22-26]. Essa grande variação se dá porque muitos fatores atuam determinando a resistência à fratura de um determinado material, como o estado da superfície das amostras, o tipo de processamento, o tamanho dos grãos, a porosidade e a população de defeitos [27]. Entretanto, é importante salientar que tanto a média de resistência (815 MPa) como o módulo de Weibull (6,4) obtidos para o grupo Y-TZP foram muito próximos dos valores encontrados em um estudo prévio do nosso grupo de pesquisa para um Y-TZP comercial (796 MPa e 9,0, respectivamente) [23]. Essa semelhança deve ao fato do tipo de teste de resistência (flexão biaxial) e tamanho dos espécimes terem sido semelhantes nos dois trabalhos, embora o estado de superfície tenha sido diferente (no estudo prévio, a superfície foi polida até 1,0  $\mu\text{m}$ , enquanto no presente estudo o acabamento foi de 45  $\mu\text{m}$ ).

A presença de glóbulos de apatita (Figuras 1c e 1d) mostrou que o recobrimento cobriu a superfície das pastilhas de Y-TZP com uma camada

heterogênea de hidroxiapatita (Figura 1b). Essa camada de hidroxiapatita tem grande potencial bioativo e conseqüentemente pode fazer com que a osseointegração ocorra mais rapidamente, algo almejado na área da implantodontia [28-30].

Muitos trabalhos na literatura utilizaram o recobrimento biomimético para aumentar a bioatividade dos mais diversos tipos de materiais, porém nenhum desses estudos comparou a resistência mecânica desses materiais antes e depois do recobrimento [29, 31, 32]. Nossa preocupação antes de iniciar esse trabalho era que o recobrimento biomimético poderia interagir com a superfície da cerâmica de Y-TZP de modo a gerar defeitos que pudessem comprometer a resistência mecânica do espécime. O mecanismo para a formação da hidroxiapatita através do recobrimento biomimético consistiu de duas etapas. Primeiramente as pastilhas foram colocadas em uma solução de silicato de sódio por sete dias a 37 °C. Nessa etapa, íons silicato foram adsorvidos à superfície do substrato e transformados em grupos silanol (Si-OH), que estão associados à nucleação de hidroxiapatita. Na segunda etapa os substratos, após terem sido lavados e secos, foram colocados em uma solução de 1,5 SBF por sete dias a 37 °C. Nessa fase ocorreu a nucleação e a deposição de hidroxiapatita no substrato por meio de uma reação com a solução de SBF, que é supersaturada de íons  $\text{Ca}^{2+}$  e  $\text{PO}_4^{3-}$  [33-35]. As soluções foram trocadas a cada dois dias. Embora existisse dúvida com relação ao fato de que a deposição de íons  $\text{Ca}^{2+}$  e  $\text{PO}_4^{3-}$  pudesse causar danos à superfície do compósito, os resultados do presente estudo mostraram que o recobrimento biomimético não alterou significativamente a população de defeitos existentes no material, como comprovado pela ausência de diferença estatística entre os valores de resistência à flexão e módulo de Weibull obtidos antes e após o recobrimento biomimético. Essa ausência de efeito nocivo do recobrimento biomimético ainda não havia sido demonstrada na literatura e é um achado de alta relevância, pois indica que a cerâmica de Y-TZP pode ser recoberta com hidroxiapatita sem ter a sua confiabilidade estrutural afetada significativamente.

Como já mencionado anteriormente, a formação de hidroxiapatita por meio do recobrimento biomimético envolve a utilização de soluções aquosas, o que pode causar uma transformação martensítica indesejável dos grãos superficiais de zircônia. Esse problema de metaestabilidade da Y-TZP em baixas temperaturas e em contato com a água já foi bem descrito na literatura e é chamado de envelhecimento ou degradação em baixas temperaturas (*aging* ou *low temperature degradation – LTD*). Esse tipo de degradação envolve uma transformação progressiva de zircônia tetragonal para monoclinica que aumenta a rugosidade superficial e gera microtrincas que afetam as propriedades mecânicas do material [9]. Felizmente, a literatura mostra que quando condições parecidas ou mais agressivas de imersão são usadas para a Y-TZP, não foi possível notar uma degradação da zircônia. Por exemplo, um estudo sobre o envelhecimento da Y-TZP mostrou que após tratamento com água fervente por sete dias, a resistência à flexão e módulo de Weibull não apresentaram alterações significativas [36]. Em outro estudo, essas mesmas propriedades mecânicas foram comparadas antes e após o envelhecimento com solução salina a 37°C por um ano, e o resultado mostrou que esse tratamento não foi suficiente para causar degradação em baixas temperaturas da Y-TZP [37]. No presente trabalho as pastilhas ficaram imersas em soluções aquosas por apenas 14 dias ou 336 horas, portanto supõe-se que esse período de imersão não tenha causado envelhecimento da Y-TZP. Os resultados de resistência do presente estudo corroboram essa ideia, uma vez que não houve enfraquecimento do material após o recobrimento biomimético.

## 5 CONCLUSÃO

A deposição de uma camada de hidroxiapatita através do método de recobrimento biomimético foi realizada com sucesso e não alterou a resistência mecânica e confiabilidade estrutural de pastilhas de Y-TZP sintetizadas através rota de co-precipitação em meio amoniacal. A Y-TZP recoberta com uma camada de hidroxiapatita apresenta-se como um biomaterial promissor na área odontológica.

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Adell, R., et al., *A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw*. International journal of oral surgery, 1981. **10**(6): p. 387-416.
2. Deprich, R., et al., *Behavior of osteoblastic cells cultured on titanium and structured zirconia surfaces*. Head Face Med, 2008. **4**: p. 29.
3. Fugazzotto, P.A., J. Vlassis, and B. Butler, *ITI implant use in private practice: clinical results with 5,526 implants followed up to 72+ months in function*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004. **19**(3): p. 408-12.
4. Buser, D., et al., *Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants*. Clin Oral Implants Res, 1997. **8**(3): p. 161-72.
5. Heydecke, G., R. Kohal, and R. Glaser, *Optimal esthetics in single-tooth replacement with the Re-Implant system: a case report*. Int J Prosthodont, 1999. **12**(2): p. 184-9.
6. Prithviraj, D.R., et al., *A systematic review of zirconia as an implant material*. Indian J Dent Res, 2012. **23**(5): p. 643-9.
7. Yilmaz, H., C. Aydin, and B.E. Gul, *Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics*. J Prosthet Dent, 2007. **98**(2): p. 120-8.
8. Barsoum, M.V., *Fundamentals of ceramics*. 1997.
9. Chevalier, J., *What future for zirconia as a biomaterial?* Biomaterials, 2006. **27**(4): p. 535-43.
10. Lughì, V. and V. Sergo, *Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry*. Dent Mater, 2010. **26**(8): p. 807-20.
11. Kisi, E.H. and C. Howard, *Crystal structures of zirconia phases and their inter-relation*. Key Engineering Materials, 1998. **153**: p. 1-36.
12. Gonzaga, C.C., *Crescimento de trinca subcrítico em cerâmicas odontológicas: efeito do material (microestrutura) e do método de ensaio*. 2007, Universidade de São Paulo. Faculdade de Odontologia.
13. Pardun, K., et al., *Characterization of Wet Powder-Sprayed Zirconia/Calcium Phosphate Coating for Dental Implants*. Clin Implant Dent Relat Res, 2013.
14. Hench, L.L., *A Introduction to Bioceramics*. Vol. 1. 1993.
15. Wenz, H.J., et al., *Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review*. The International journal of prosthodontics, 2008. **21**(1): p. 27.
16. Hao, L., et al., *Enhancing osteoblast functions on a magnesia partially stabilised zirconia bioceramic by means of laser irradiation*. Materials Science and Engineering: C, 2005. **25**(4): p. 496-502.
17. Choi, A.H., et al., *Current perspectives: calcium phosphate nanocoatings and nanocomposite coatings in dentistry*. J Dent Res, 2013. **92**(10): p. 853-9.
18. Ferrario, V.F., et al., *Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography*. Journal of dentistry, 2004. **32**(6): p. 451-457.
19. Ussui, V., et al. *Synthesis of ZrO<sub>2</sub>-based ceramics for applications in SOFC*. 2003.
20. 23317, I., *Implants for surgery - In vitro evaluation for apatite-forming ability of implant materials*. 2007.
21. ASTM-F394-78, *Standard test method for biaxial flexure strength (modulus of rupture) of ceramic substrates*. 1996.
22. Borba, M., *Comportamento mecânico de cerâmicas utilizadas na confecção de próteses parciais fixas*. 2010, Universidade de São Paulo. Faculdade de Odontologia.
23. Fukushima, K.A., *Efeito do envelhecimento por ciclagem mecânica sobre a resistência à flexão de cerâmicas odontológicas*. 2011, Universidade de São Paulo. Faculdade de Odontologia.
24. Marrelli, M., et al., *Three-point bending tests of zirconia core/veneer ceramics for dental restorations*. Int J Dent, 2013. **2013**: p. 831976.
25. Guazzato, M., et al., *Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics*. Dental Materials, 2004. **20**(5): p. 441-448.
26. Wang, R.R., et al., *Influence of cyclic loading on the fracture toughness and load bearing capacities of all-ceramic crowns*. Int J Oral Sci, 2013.
27. Denry, I. and J.R. Kelly, *State of the art of zirconia for dental applications*. Dent Mater, 2008. **24**(3): p. 299-307.

28. Barrere, F., et al., *Osteointegration of biomimetic apatite coating applied onto dense and porous metal implants in femurs of goats*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2003. **67**(1): p. 655-65.
29. Marchi, J., et al., *Physico-chemical characterization of zirconia-titania composites coated with an apatite layer for dental implants*. Dent Mater, 2013.
30. Kim, H.W., et al., *Calcium phosphates and glass composite coatings on zirconia for enhanced biocompatibility*. Biomaterials, 2004. **25**(18): p. 4203-4213.
31. Pierri, J., et al., *Alumina/zirconia composite coated by biomimetic method*. Journal of non-crystalline solids, 2006. **352**(50): p. 5279-5283.
32. Faeda, R.S., et al., *Laser ablation in titanium implants followed by biomimetic hydroxyapatite coating: Histomorphometric study in rabbits*. Microsc Res Tech, 2012. **75**(7): p. 940-8.
33. Rigo, E., et al., *Evaluation in vitro and in vivo of biomimetic hydroxyapatite coated on titanium dental implants*. Materials Science and Engineering: C, 2004. **24**(5): p. 647-651.
34. Abe, Y., T. Kokubo, and T. Yamamuro, *Apatite coating on ceramics, metals and polymers utilizing a biological process*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 1990. **1**(4): p. 233-238.
35. Kokubo, T. and H. Takadama, *How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?* Biomaterials, 2006. **27**(15): p. 2907-15.
36. Papanagiotou, H.P., et al., *In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics*. J Prosthet Dent, 2006. **96**(3): p. 154-64.
37. Piconi, C., et al., *Y-TZP ceramics for artificial joint replacements*. Biomaterials, 1998. **19**(16): p. 1489-94.

## ABSTRACT

### EVALUATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF Y-TZP AFTER HYDROXYAPATITE DEPOSITION

*Yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystals (Y-TZP) dental implants coated with hydroxyapatite (HAp), which accelerates the osseointegration, have excellent aesthetics and is therefore an alternative to titanium implants. The objective of this study was to evaluate the effect of coating on the mechanical properties of Y-TZP pellets. For this, Y-TZP pellets were synthesized by co-precipitation and coated with calcium phosphate layer using the biomimetic method. The pellets were analyzed by scanning electron microscopy and X-ray diffraction. For the Weibull analysis, the pellets were submitted to biaxial bending with a rate of 1 MPa/s in artificial saliva at 37 °C. The results showed that after coating, the Hap layer was deposited as agglomerates of hydroxiapatite. The values of mechanical properties indicated that deposition of Hap did not affect the strength and reliability of the Y-TZP ceramic.*

*Keywords: zirconia, flexural strength, hydroxyapatite, Weibull*