

# Comparação das propriedades e biocompatibilidade de blocos de zircônia nacionais e importados para uso em prótese dentárias

Claudinei dos Santos<sup>1</sup>, Carlos Nelson Elias<sup>2</sup>

<sup>1</sup> USP-EEL Universidade de São Paulo-Escola de Eng.de Lorena, Pólo Urbo-Industrial, s/n, Lorena-SP, claudinei@demar.eel.usp.br

<sup>2</sup> Laboratório de Biomateriais, Instituto Militar de Engenharia, Pr. General Tibúrcio, 80, Pr Vermelha, 22290-270 Rio de Janeiro-RJ, elias@ime.eb.br

## Resumo

*O objetivo do presente trabalho foi comparar as propriedades mecânicas, físicas e a biocompatibilidade de blocos comerciais de zircônia ( $ZrO_2$ ) usadas na confecção de próteses dentárias produzidas por sistema de usinagem CAD/CAM. Fez-se a comparação de blocos comerciais pré-sinterizados e estabilizado com ítria ( $Y_2O_3$ ) produzidos pela empresa nacional ProtMat<sup>®</sup> com os da empresa VITA<sup>®</sup>. As amostras comerciais foram sinterizados a 1530<sup>o</sup>C, conforme procedimentos recomendados pelos fabricantes, e submetidas à caracterização das fases, ensaios mecânicos e de biocompatibilidade. Os resultados difração de raios-X mostraram que os blocos como recebidos apresentam somente a fase tetragonal e após os ensaios mecânicos foram identificadas as fases tetragonal e monoclinica. A transformação de fase foi responsável pelas excelentes propriedades mecânicas. Os blocos nacionais e importados apresentam propriedades mecânicas e físicas semelhantes, sem diferença estatística significativa quanto à dureza, tenacidade à fratura e resistência à fratura, as quais foram 1300HV, 9 MPam<sup>1/2</sup> e 910 MPa, respectivamente. Os testes de avaliação biológica primária avaliando a citotoxicidade indicaram que os materiais apresentam total crescimento celular com ausência de morte celular.*

**Palavras-chave:** Zircônia, blocos cerâmicos, prótese cerâmica.

## Mechanical and physics properties of Brazilian and imported zirconia blocks for dental prosthesis

### Abstract

The objective of this study was to compare the mechanical, physical and biocompatibility properties of blocks of zirconia ( $ZrO_2$ ) used in the manufacture of dental prostheses produced by CAD/CAM machining system. It was analyzed commercially zirconia blocks pre-sintered and stabilized with yttria ( $Y_2O_3$ ) produced by Brazilian company (ProtMat) and imported from Germany (VITA). The commercially samples were sintered to 1530 °C as procedures recommended by the manufacturers, and submitted to mechanical and biocompatibility testing. The results of X-ray diffraction showed that the blocks have only the tetragonal phase and after the mechanical tests were identified a tetragonal and monoclinic phases. The transformation phase was responsible for the excellent mechanical properties. Brazilian and imported blocks exhibit similar physical and mechanical properties, with no statistically significant differences on the hardness, toughness and resistance to fracture, which were 1300 HV, 9 MPam<sup>1/2</sup> and 910 MPa, respectively. The biological evaluation of primary cytotoxicity indicated that the materials have cell growth with total absence of cell death.

*Key words:* Zirconia, ceramic blocks, ceramic prosthesis

## INTRODUÇÃO

No passado o objetivo dos tratamentos dentários era restaurar a função. Com a implementação de novas opções de tratamento, desenvolvimento dos materiais, aperfeiçoamento dos profissionais, melhoria das técnicas reabilitadoras e maiores exigências dos pacientes, o objetivo do tratamento reabilitador passou a ser, além da restauração da função, obter estética com garantia de longevidade. Entre os exemplos dos novos tratamentos destacam-se os implantes osseointegráveis, os quais aumentaram as possibilidades das reabilitações parciais e totais. Quanto às novas técnicas cita-se o emprego de sistemas computadorizados que agilizaram a preparação da prótese e, as próteses cerâmicas livre de metais, estas têm permitido obter estética superior em relação às metálicas ou metalocerâmicas, principalmente para os elementos anteriores.

Com as pesquisas dos novos materiais e processos de fabricação das próteses foi possível aplicar na odontologia os métodos de fabricação CAD/CAM, há vários anos usados na engenharia. Alguns cerâmicos com elevada resistência mecânica e excelente tenacidade usados na indústria aeroespacial e em blindagens militares foram modificados para atender as exigências de biocompatibilidade para emprego nas reabilitações orais. No entanto, apesar do aumento dos benefícios, uma parte da população não tem acesso aos novos tratamentos devido aos custos elevados dos materiais e equipamentos empregados. Cabe aos pesquisadores desenvolver novos materiais que atendem as exigências quanto às propriedades mecânicas, biocompatibilidade e estética, com relação custo/benefício que possibilite o uso nas diferentes camadas sociais da população.

Atualmente, os profissionais têm procurado reduzir o emprego das subestruturas metálicas das restaurações, inclusive das restaurações sobre implantes, para obter uma estética melhor. Estas modificações (“*prótese metal free*”) têm sido possível devido ao aprimoramento das propriedades dos materiais cerâmicos, os quais possuem maior tenacidade à fratura e garantem menor fragilidade das próteses. Para a confecção das próteses sem metal são usadas cerâmicas a base de alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), de zircônia ( $\text{ZrO}_2$ ) ou a combinação de ambos [1,2]. A alumina apresenta elevada dureza, estabilidade química, inércia biológica e resistência ao atrito e ao desgaste mas, tem baixa tenacidade. A tenacidade à fratura, medida pela energia necessária para ocorrer a propagação da trinca no material é uma propriedade essencial que os cerâmicos devem apresentar para aplicações em próteses. Com o uso da zircônia é possível controlar a dureza, aumentar a tenacidade à fratura em relação à  $\text{Al}_2\text{O}_3$  e melhorar o desempenho das próteses [3]. Neste contexto, a utilização de componentes protéticos de zircônia na odontologia e em especial na implantodontia torna-se um campo de amplo interesse dos profissionais.

Na literatura existem poucos trabalhos sobre a tenacidade à fratura dos diferentes sistemas

cerâmicos para uso odontológico. A realização destas pesquisas é importante, uma vez que todos os materiais cerâmicos apresentam defeitos microestruturais na forma de trincas, porosidades e impurezas, dependendo do processo de fabricação [4]. Conseqüentemente, as propriedades mecânicas destes materiais dependem do tamanho e distribuição destes defeitos. Durante o carregamento das próteses cerâmicas as trincas e outros defeitos funcionam como concentradores de tensões e, quanto maior o tamanho do defeito na superfície ou no interior do cerâmico, menor a tenacidade e maior a probabilidade de fratura. Este comportamento frágil dos materiais cerâmicos, também conhecido como comportamento frível na odontologia, é uma das maiores barreiras ao uso dos materiais cerâmicos, principalmente quando sujeitos aos esforços mecânicos cíclicos e em próteses dentárias múltiplas [5,6,7]. A existência de defeitos na forma de microtrincas e microporosidades são responsáveis pela fratura dos cerâmicos, mesmo em baixos níveis de tensões [3].

Os resultados dos ensaios laboratoriais para determinar as propriedades mecânicas dos cerâmicos apresentam grande dispersão nos valores. Conseqüentemente, a análise dos resultados não deve prender-se apenas na análise da média e do desvio padrão, deve-se empregar a metodologia de Weibull, a qual considera esta dispersão. Quanto maior o módulo de Weibull, maior a confiabilidade do comportamento dos materiais cerâmicos [7,8]. O aumento do módulo de Weibull está relacionado diretamente às melhorias das condições de processamento, quer seja pela diminuição da porosidade e ajustando as condições de sinterização, quer seja pela melhoria da tenacidade à fratura, obtida, entre outros métodos, pelo controle microestrutural do material, na mudança da composição química, no emprego de pós cerâmicos finos, no uso de pós com elevada pureza, mediante indução de transformação de fase por tensão e adicionando reforços na forma de fibras ou partículas.

Na odontologia emprega-se a cerâmica feldspática, espinélio infiltrado com vidro, alumina e zircônia. A zircônia pura a temperatura ambiente tem estrutura cristalina monoclinica e acima de 1.000 °C a estrutura em equilíbrio é a tetragonal. Apesar da elevada dureza, biocompatibilidade e estabilidade química, a zircônia pura monoclinica é frágil e inadequada para a fabricação de componentes protéticos. Esta deficiência é contornada com a adição de estabilizantes da fase tetragonal a temperatura ambiente, entre eles CaO, MgO (magnésia) e Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (íttria). Destes óxidos o de ítrio é o mais adequado para uso em próteses. A fase tetragonal por não ser estável à temperatura ambiente, transforma-se na fase monoclinica quando submetida à carregamento. A transformação de fase é acompanhada de uma expansão volumétrica de 3 a 6% [8,9], a qual gera um campo de tensão compressivo na trinca. Este mecanismo dificulta a propagação e crescimento da trinca existentes na prótese. Este mecanismo é representado esquematicamente na Figura 1. A transformação de fase da zircônia absorve parte da energia necessária para a propagação da trinca

de fratura, ocorrendo um aumento da tenacidade à fratura [10,11]. Existem várias opções de alumina e zircônia para uso estruturais com diferentes designações: ATZ (Alumina Toughened Zircônia), ZTA (Zirconia Toughened Alumina), TZP (Tetragonal Zirconia Polycrystal), PSZ (Partially Stabilized Zircônia), YSZ (Yttria Stabilized Zircônia) e Y-TZP (Yttria Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal).

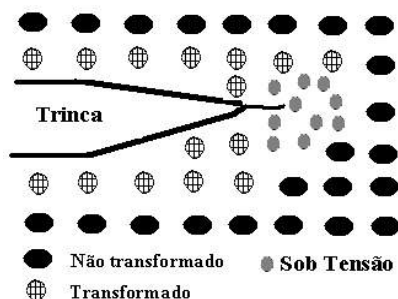


Figura 1: Representação da transformação de fase da zircônia induzida pela tração na ponta da trinca.

Além das propriedades mecânicas da zircônia estabilizada com ítria serem superiores em relação à alumina, a zircônia apresenta estética favorável quando polida. Mas, zircônia após a sinterização apresenta elevada dureza, dificultando a preparação, desgaste e acabamento da prótese. Para contornar este problema, são oferecidos blocos de zircônia pré-sinterizados, os quais são fáceis de serem usinados em sistemas CAD/CAM. Após a preparação da prótese, do casquete ou da estrutura da arcada total, faz-se a sinterização para aumentar a dureza e a tenacidade à fratura [9].

O objetivo do presente trabalho foi caracterizar blocos comerciais de zircônia pré-sinterizados e estabilizada com ítria indicados para a usinagem em sistemas CAD/CAM. Comparou-se as propriedades de blocos de zircônia produzidos pela empresa nacional ProtMat Materiais Avançados, com os blocos de zircônia com reconhecida qualidade, produzido no exterior e comercializado no Brasil pela empresa Vita.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

### 2.1. Materiais

Para a caracterização das propriedades mecânicas, físicas e microestruturais foram adquiridos no mercado blocos de zircônia, conforme especificados:

- a) Blocos de  $ZrO_2$  tetragonal estabilizada com ítria (3%mol) com designação comercial VITA 2000 YZ-CUBES produzidos pela empresa Vita-Zahnfabrik (Alemanha);
- b) Blocos de  $ZrO_2$  tetragonal estabilizada com ítria (3%mol) com designação comercial ZrHP produzidos pela empresa ProtMat Materiais Avançados (Guaratinguetá, SP).

## 2.2. Métodos

### *Sinterização*

Fez-se a remoção das bases metálicas usadas para encaixe dos blocos cerâmicos na máquina de usinagem. Os blocos no estado como recebidos foram sinterizados em forno sem controle de atmosfera na temperatura de 1530<sup>0</sup>C, conforme procedimento sugerido pelos fabricantes.

### *Caracterizações*

As amostras foram caracterizadas quanto à variação dimensional (comprimento e volume), densidade relativa, identificação da fase cristalina, microestrutura por microscopia eletrônica de varredura e ensaios mecânicos para determinar a dureza, tenacidade à fratura e limite de resistência à fratura.

***Dilatometria:*** Para a determinação dos coeficientes de expansão térmica (CTE) foram usadas amostras de 10x4x4mm cortadas dos blocos após a sinterização. Os CTE foram determinados ao ar usando um padrão de alumina como referência. Empregou-se o dilatômetro Netszch 420 com taxa de aquecimento de 20<sup>0</sup>C/min.

***Densidade relativa:*** O cálculo da massa específica das amostras sinterizadas foi executado utilizando o princípio de Arquimedes, ou seja, os corpos-de-prova foram imersos em água destilada a 20<sup>0</sup>C. A densidade relativa foi então calculada pela relação entre a massa específica da cerâmica sinterizada e a massa específica real do cerâmico com base na composição fornecida pelo fabricante (ZrO<sub>2</sub> + Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>).

***Retração e Perda de Massa:*** Após a sinterização dos blocos foram determinadas a retração e perda de massa utilizando paquímetro digital com precisão de 0,01 mm e balança com precisão de 0,0001 g.

***Difração de Raios-X:*** Para determinar o efeito do carregamento mecânico na transformação de fase da zircônia, as amostras sinterizadas antes e após os ensaios mecânicos foram submetidas à difração de raios X. Empregou-se a radiação Cu-K $\alpha$  com varredura do feixe entre 20<sup>0</sup> e 80<sup>0</sup>, passo de 0,05<sup>0</sup> e velocidade de 2s/ponto de contagem.

***Análise Microestrutural:*** As superfícies das amostras sinterizadas foram lixadas, polidas e termicamente atacadas a 1.400 °C durante 15 min para análise no microscópio eletrônico de varredura LEO modelo LEO-1450VP.

***Propriedades Mecânicas:*** A dureza e a tenacidade à fratura foram determinadas pelo método de indentação Vickers, usando um microdurômetro modelo MICROMAT 2004. Os ensaios foram realizados com base nas normas ASTM-C-1327-99 e ASTM-C-1421-99. A tenacidade à fratura

foi calculada pelo tamanho da trinca na marca de dureza, seguindo-se a relação proposta por Evans *et.al.*[12].

A resistência à fratura por flexão em 4 pontos ( $\sigma_f$ ) foi determinada a temperatura ambiente, seguindo a norma ASTM-C-1161-020 e usando corpos-de-prova com dimensões de 43x3x4 mm. Empregou-se a máquina universal de ensaios mecânicos MTS, com velocidade de carregamento de 0,5 mm/min e espaçamentos de 40 e 20 mm entre os roletes. Para avaliar a confiabilidade dos produtos obtidos, os resultados da resistência à fratura foram submetidos à estatística de Weibull. Os parâmetros de Weibull,  $m$  e  $\sigma_0$ , foram determinados utilizando fatores de correção, segundo o número de amostras utilizadas, e aplicando-se a norma DIN-51-110.

***Biocompatibilidade:*** Os testes de avaliação biológica “*in vitro*” foram realizados segundo as normas de procedimentos ISO 10993-5. No teste de citotoxicidade as amostras foram testados em cultura de células de mamíferos. As amostras foram colocadas em placas para cultura celular e a avaliação da citotoxicidade foi realizada utilizando-se o método de incorporação do corante vital vermelho neutro. Detalhes maiores das etapas do procedimento experimental podem ser encontrados em trabalho anterior [7,8,9].

***Componentes protéticos.*** Para avaliar a usinabilidade e qualidade das próteses, empregou-se um sistema CAD/CAM para usinar os blocos de zircônia e produzir prótese unitária e múltipla. Após a usinagem as peças receberam o recobrimento cerâmico e foram sinterizadas, observando-se os procedimentos indicados pelos fabricantes. A preparação dos casquetes, sinterizações e recobrimentos foram feitos no laboratório da Clínica de Luca (Rio de Janeiro, RJ) com uso do sistema CEREC.

### **3. RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Mostra-se na Figura 2 as fotos ilustrativas dos blocos cerâmicos pré-sinterizados no estado como comercializados. Mostra-se também modelos das próteses unitárias e múltiplas usinadas com o sistema CAD/CAM. Após a confecção, as próteses foram submetidas aos procedimentos convencionais e receberam recobrimento cerâmico. Na análise visual o comportamento e adesão foram semelhantes.



Figura 2: Fotos ilustrativas das embalagens, dos blocos pré-sinterizados e das próteses produzidas por usinagem CAD/CAM.

As propriedades mecânicas e físicas dos blocos comerciais de zircônia estabilizados com ítria são mostradas na Tabela 1.

Tabela 1: Propriedades mecânicas e físicas dos blocos de zircônia estabilizados com ítria.

Propriedades	ZrHP ProtMat	VITA InCeram 2000 YZ
Fase cristalina	100% tetragonal	100% tetragonal
Densidade após sinterização (g/cm <sup>3</sup> )	6,05	6,05
Dureza Vickers (HV)	1320 ± 70	1310 ± 70
Módulo de Elasticidade (GPa)	205	210
Resistência a Flexão em 4 pontos (MPa)	~ 920	>900
Temperatura de sinterização (°C)	1530	1530
Retração Linear (%)	24,5 ± 0,3	24,3 ± 0,4
Densidade Relativa (% Densid. teorica)	99,7 ± 0,2	99,7 ± 0,3
Perda de massa (%)	0,7 ± 0,1	0,6 ± 0,1
Tenacidade à Fratura K <sub>IC</sub> (MPa.m <sup>1/2</sup> )	9,15 ± 0,25	9,08 ± 0,27
Coefficiente de Expansão térmica (10 <sup>-6</sup> /°C)	10,5 ± 0,2	10,5 ± 0,1

Analisando-se os dados da Tabela 1, observa-se que as propriedades dos blocos da empresa ProtMat e Vita são similares. Para fins de planejamento e uso dos sistemas de usinagem CAD/CAM disponíveis nos laboratórios de prótese, deve-se observar que os valores de expansão

térmica e de retração linear dos dois blocos comerciais não apresentam diferença estatística significativa. Esta informação é relevante, uma vez que não há necessidade do profissional modificar a programação tanto do sistema de escaneamento do modelo protético como do forno de sinterização da prótese. Considerando que os blocos possuem valores de expansão térmica semelhantes, é possível utilizar os mesmos materiais de recobrimento para os dois produtos comerciais.

Pode-se observar na Figura 3 a presença da fase tetragonal nas amostras sinterizadas. Após os ensaios mecânicos foram detectadas as fases tetragonal e monoclinica, indicando que as tensões criadas durante os ensaios mecânicos foram suficientes para induzir a transformação de fase. Este resultado justifica a excelente tenacidade à fratura dos blocos [8,9,10].

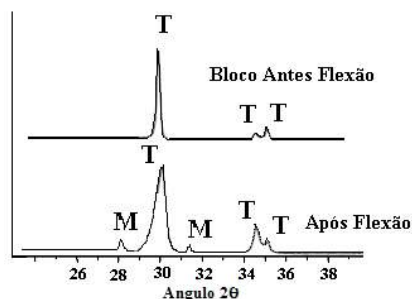


Figura 3 Difratograma de raios-X da superfície polida das amostras sinterizadas.

Mostra-se na Figura 4 uma marca da indentação de dureza Vickers típica. Pode-se observar que nos vértices da marca de dureza houve a formação de trincas. Os comprimentos das trincas foram usados para calcular a tenacidade à fratura dos blocos sinterizados. A formação de trincas na marcas de dureza é um comportamento típico dos materiais cerâmicos e a forma da propagação irregular indica que a trinca apresentou crescimento através dos contornos de grão. Os procedimentos adotados em Ciência dos Materiais para melhorar a tenacidade à fratura dos cerâmicos consistem em dificultar a propagação das trincas inerentes ao cerâmico ou aumentar a energia necessária para sua propagação.

Apesar da boa tenacidade à fratura apresentada pelas amostras analisadas ainda é possível melhorar a resistência à fratura da zircônia mediante emprego de outros mecanismos de tenacificação, entre eles: a) criar tensões residuais compressivas no cerâmico mediante adição ou troca de íons, têmpera térmica para criar microtrincas e compatibilidade térmica; b) interromper a propagação da trincas por meio da adição de outra fase cristalina e transformação de fase; iii) adição de fibras, whisker e partículas; iv) alterar o caminho de propagação da trinca por deflexão da trinca, interrupção do deslocamento da trinca ou arrancamento e, v) melhorar a pureza dos componentes e emprego de pós finos.



Os mecanismos adotados de tenacificação da zircônia dos blocos comerciais analisados no presente trabalho foram reduzir o tamanho de grão para aumentar o caminho da trinca e induzir a transformação da fase tetragonal para monoclinica. Com a redução do tamanho médio dos grãos, houve aumento do número de grãos por unidade de área e, conseqüentemente, de contornos a serem ultrapassados pela trinca durante a sua propagação. Dessa forma, o material com microestrutura de grãos mais refinada exigiu maior caminho e energia para a trinca crescer. O segundo mecanismo ocorreu pela transformação de fase no momento em que a trinca encontrou um grão de  $ZrO_2$  tetragonal. O grão ao sofrer esforços causados pelo crescimento da trinca, transformou-se na fase monoclinica. Essa transformação gerou expansão volumétrica dos grãos fazendo com que as trincas ficassem sob compressão.

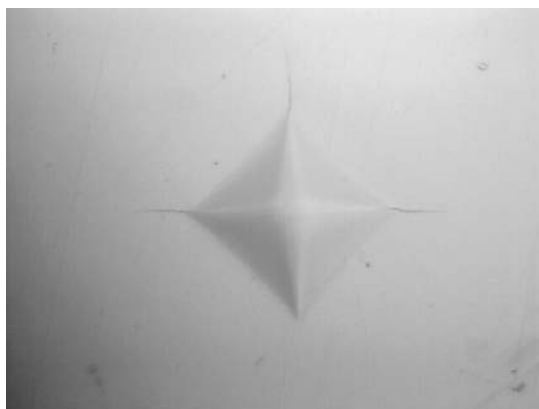


Figura 4 – Indentação Vickers realizada na superfície da amostra após sinterizações.

Os resultados obtidos mostram que é possível obter blocos de cerâmicas de  $ZrO_2$  com elevada tenacidade à fratura, com microestrutura de grãos refinados, com alto teor de fase tetragonal e que há transformação de fase com o carregamento. Como os dois materiais estudados apresentam características similares quanto às microestruturas e fases cristalinas, os resultados de tenacidade à fratura foram similares, como mostrados na Tabela 3. Uma outra propriedade que também está associada a microestrutura e ao percentual de fase tetragonal, é a resistência a fratura desses materiais. Os módulos de Weibull da ordem de 10 e a resistência à fratura em torno de 900 MPa, são valores considerados adequados para as aplicações.

### **3.4. Avaliação biológica**

Para a avaliação citotóxica, foi calculada a média das leituras de densidade óptica de cada diluição e feita a comparação com a média do controle de células, obtendo-se a porcentagem de sobrevivência das células em cada diluição. Projetando-se em gráfico a porcentagem de sobrevivência em função da diluição do extrato obteve-se uma curva, da qual pode-se encontrar o índice de

citotoxicidade ( $IC_{50\%}$ ) do material.  $IC_{50\%}$  significa a concentração do extrato que lesa ou mata 50% da população celular no ensaio de citotoxicidade.

Na Figura 5, mostra-se o resultado dos testes de citotoxicidade obtido para amostras de sinterizadas e com mesma preparação superficial.

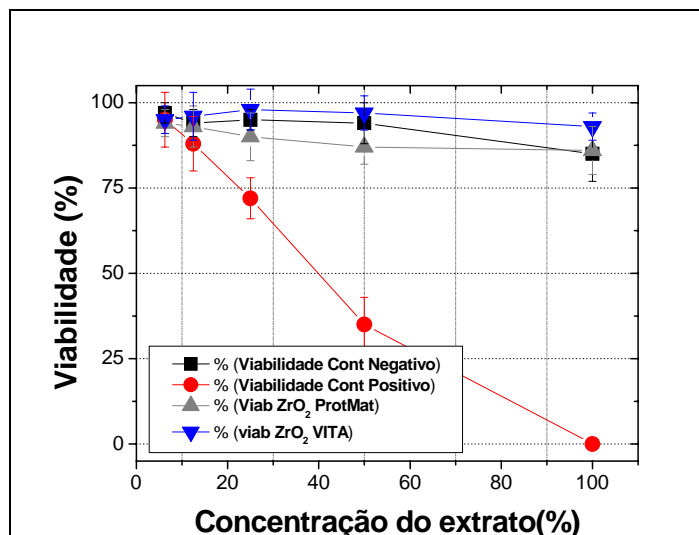


Figura 5. Curvas de viabilidade celular das amostras sinterizados a 1530°C e com preparação superficial similar.

Essa análise mostrou um ótimo resultado, pois a viabilidade (%) a partir de 80% corresponde a uma ótima biocompatibilidade do material, e as amostras apresentaram viabilidade acima de 80%. Além disso, percebe-se também que não existe diferença significativa na biocompatibilidade para os diferentes materiais sinterizados.

## CONCLUSÕES

Os resultados obtidos no presente trabalho mostram que:

- i) os blocos de zircônia após a sinterização apresentaram dureza (1.300 HV), tenacidade à fratura ( 9 MPam<sup>1/2</sup>) e resistência a fratura (900 MPa) similares e adequadas para o emprego em próteses dentárias;
- ii) os blocos comerciais VITA 2000 YZ-CUBES e ProtMat ZrHP apresentam coeficiente de expansão térmica de  $10,5 \times 10^{-6}/^{\circ}C$ ;
- iii) os blocos comerciais de Zr<sub>2</sub>O<sub>3</sub> sinterizados apresentam densidade próxima da teórica (6,05 g/cm<sup>3</sup>), com retração em torno de 24% e microestrutura composta de grãos de tamanho médio de 0,5 μm;
- iv) em função das propriedades mecânicas e físicas apresentadas e na alta confiabilidade estatística, os blocos comerciais de zircônia da Vita (2000 YZ-CUBES) e ProtMat (ZrHP) podem ser considerados similares.

## **Agradecimentos**

Este trabalho foi realizado com apoio financeiro dos Órgãos de Fomento CNPq (Processos 472449/2004-4, 400603/2004-7 e 500126/2003-6), FAPESP (Processo 04/04386-1) e FAPERJ (Processo E-26/151.970/2004). Os autores agradecem a Sizue Ota Rogero (*IPEN-CNEN/SP*) pela assistência técnica e Resolina Pereira dos Santos (*Instituto Adolfo Lutz*) pela preparação da cultura de células. Aos doutores Douglas Candido Figueira (*Conexão Sistemas e Próteses*) e José Umberto Castelo Branco de Luca (*Clinica de Luca*) pela colaboração no desenvolvimento dos componentes e próteses pelo método CAD/CAM.

## **REFERÊNCIAS**

- [1] L.L. Hench, J. Wilson, *An Introduction to Bioceramic*. Singapura: World Scientific, (1), 1993, 1-23. (Advanced Series in Ceramics, 1).
- [2] Anusavice, K.J., *Phillips' Science of Dental Materials*, 11th Edition, 832p, 2003, Elsevier, UK.
- [3] M.C.C.S.B. de Moraes, C.N. Elias, J. Duailibi Filho, L.G. de Oliveira, *Mechanical Properties of Alumina-Zirconia Composites for Ceramic Abutments Materials Research*, Vol. 7, No. 4, 643-649, 2004.
- [4] W.D. Callister, *Ciência e Engenharia dos materiais*, Editora LTC (2005).
- [5] Willians DF. *Medical and Dental Materials*. New York: VCH Weinheim; 1992.
- [6] C. Piconi, G. Maccauro, *Zirconia as a ceramic biomaterial*. *Biomaterials*, 20 (1999) 1-25.
- [7] C. Santos, S. Ribeiro, J.K.M.F. Daguano, S. O. Rogero, K. Strecker, C.R.M.Silva, *Development and cytotoxicity evaluation of SiAlONs Ceramics*, *Mat Sci Eng C*, 2007. in press.
- [8] C. Santos, R.C. Souza, A.F. Habibe, L.D. Maeda, M.J.R. Barboza, C.N. Elias, *Mechanical properties of Y-TPZ ceramics obtained by liquid phase sintering using bioglass as additive*. *Materials Science and Engineering A* 478 (2008) 257–263.
- [9] R.C. Souza, C. dos Santos, M.J.R. Barboza, C.A.R.P. Baptista; K.Streckerb, C.N.Eliasc, *Performance of 3Y-TZP Bioceramics under Cyclic Fatigue Loading*. *Materials Research*, Vol. 11, No. 1, 1-00, 2008
- [10] R. Stevens, *Zirconia: second phase particle transformation toughening of ceramics*. *Trans Brit Ceram Vol. 80* (1981) p.81-85.
- [11] Gupta, T.K., Bechtold, J.H., Kuznick, R.C., Cadoff, L.H., Rossing, B.R., *Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia*, *J Mater Science*, 12, 2421-2426, 1977.
- [12] A.G.EVANS, E.A. CHARLES, "Fracture Toughness Determination by Indentation", *J. Am. Ceram. Soc.*, v. 59, n. 7-8, pp. 371-372, 1976.