

CARACTERIZAÇÃO FÍSICO-MECÂNICA E BIOCAMPATIBILIDADE DE MATERIAIS PROVISÓRIOS UTILIZADOS EM PRÓTESE DENTÁRIA

DANIEL JOSÉ FILIZOLA DE OLIVEIRA¹; SONIA LUQUE PERALTA²; HÉLLEN DE LACERDA OLIVEIRA³; ELIANA DO NASCIMENTO TORRE⁴; ADRIANA ETGES⁵; RAFAEL GUERRA LUND⁶; EVANDRO PIVA⁷

¹Universidade Federal de Pelotas, dfilizola@gmail.com

²Universidade Federal de Pelotas, solupe@gmail.com

³Universidade Federal de Pelotas, hellen.loli@gmail.com

⁴Universidade Federal de Pelotas, eliana_torre@hotmail.com

⁵Universidade Federal de Pelotas, aetges@gmail.com

⁶Universidade Federal de Pelotas, rafael.lund@gmail.com

⁷Universidade Federal de Pelotas, evpiva@gmail.com

1. INTRODUÇÃO

Uma prótese provisória costuma ser utilizada desde a preparação inicial do dente até que a prótese definitiva seja colocada (GRATTON, DG; ANQUILINO, SA. 2004). A utilização de materiais temporários seja em prótese fixa ou removível, é destinada a melhorar a estética, a função, e a estabilização por um período limitado de tempo, para então ser substituído por uma prótese definitiva. Muitas vezes, essas próteses são usadas para auxiliar na determinação da eficácia terapêutica de um plano de tratamento específico ou ainda a forma e função da prótese definitiva planejada (J PROSTHET DENT, 1999). As exigências deste material são essencialmente as mesmas da definitiva, exceto quando a longevidade e possível a satisfação da cor (SKUROW, HM; NEVINS, M. 1988), devendo assim fornecer proteção pulpar, estabilidade dimensional, manutenção da oclusão, facilidade de higienização, resistência, retenção e estética (SHILLIMBURG et al. 1997).

Com o passar dos anos, os avanços em pesquisas em materiais dentários seguido do aumento do apelo estético, foram desenvolvidos novos materiais com melhores propriedades estéticas, como por exemplo a resina duralay®, mas esta ainda possui limitações, como por exemplo quanto a sua manipulação, permitindo que sejam alteradas as proporções monômero/polímero.

Pensando nisso, vem sendo lançados no mercado materiais provisórios que eliminam erros na proporção e manipulação dos mesmos. Muitas destes utilizam a resina bis-acrílica que são materiais convenientes para próteses provisórias por oferecerem sistemas de fornecimento por cartucho, o que pode permitir misturas mais consistentes (YOUNG, HM et al. 2001). Infelizmente a literatura é escassa sobre o comportamento mecânico e biológico destes materiais. Por esta razão, o presente trabalho tem por objetivo analisar biocompatibilidade e comportamento físico-mecânico de cinco diferentes materiais disponíveis no mercado.

2. METODOLOGIA

Para o presente estudo foram testados diferentes materiais temporários, empregados em prótese dentária: Protemp™ IV® - 3M ESPE (P), Revotek LC® - GC America (R), Systemp C&B II® - Ivoclar Vivadent (S), Access crown® - Centrix (AC) e Duralay® (D).

2.1. A sorção de água e solubilidade

Foram confeccionadas amostras cilíndricas no formato de discos (6x1 mm), n=10. Os espécimes foram colocados em um “dessecador” contendo sílica e então armazenados em estufa a 37 ° C. A massa dos corpos foi mensurada repetidamente em intervalos de 24h, até a estabilização das massas, sendo estas consideradas m1. Após definição da m1, todos os espécimes serão colocados em eppendorfs contendo 1ml de água destilada, em seguida foram armazenados dentro de estufa a 37 ° C, e após uma semana a massa de todos os espécimes foram mensurados novamente m2. Em seguida, os corpos de prova serão armazenados novamente no “dessecador” contendo sílica, dentro de estufa a 37 ° C, afim de se obter uma terceira massa m3, que representa a massa final do espécime após o fenômeno de solubilidade lixiviar componentes do mesmo. Após a estabilização desta massa, a m3 de cada corpo de prova será mensurada.

2.2. Grau de conversão

O grau de conversão (GC) de cada material (n=3) foi avaliado por aparelho espectrofotômetro utilizando espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier (Prestige-21; Shimadzu) por meio de dispositivo de refletância total atenuada. O percentual do GC foi calculado utilizando técnica de baseline a partir das intensidades de absorbância da ligação C=C alifática (1637cm⁻¹), utilizando como referência interna a intensidade da ligação C=C aromática (1608cm⁻¹), antes e depois da fotoativação (MORAES et al., 2009). Foram utilizadas co-adição de 24 varreduras e resolução de 4cm⁻¹.

2.3. Resistência flexural e módulo de elasticidade

Espécimes (n=10) no formato de barras de 25×2×2mm, foram confeccionados e armazenados em água destilada a 37°C, por 24h, e então submetidos ao teste de flexão por 3 pontos em máquina de ensaios mecânicos (DL500; EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) à velocidade de 0,5 mm/min, utilizando uma célula de carga de 1000N. Foram registradas a resistência à flexão, módulo de flexão e trabalho de fratura a partir da curva tensão × deformação.

2.4. Dureza

Espécimes fraturados no teste de flexão (n=7) foram embutidos em resina epóxi e polidos sob-refrigeração com lixas SiC granulação 600 e 1200. A dureza Knoop foi avaliada em microdurômetro digital (FM-700; Future- Tech, Kawasaki, Japão) aplicando carga de 10g por 10s. Cinco leituras por espécime foram realizadas, e a média dessas leituras registrada como o número de dureza Knoop (kgf/mm²).

2.4. Biocompatibilidade

Para o ensaio de citotoxicidade foi utilizada a linhagem celular de queratinócitos humanos (HaCat). Após 24h, foram removidos 200µl do meio de cultura de cada poço e adicionados 200µl dos eludatos de cada material (FERNANDEZ et al., 2010). Após 24 horas foi realizada a remoção dos meios com os materiais testes e adicionados 20µl de MTT (sal tetrazolium [3-(4,5-dimetiltiazol-2-yl)-2,5-difeniltetrazolium brometo) (Sigma/Aldrich) diluídos em 180 µl de DMEM em cada poço (5 mg/m MTT). Após período de incubação sem luminosidade, a solução contendo MTT diluído em DMEM foi aspirada e solubilizada com 200µl de Dimetilsulfóxido (DMSO, Synth) que foram adicionados a cada poço.

As placas foram levadas a uma mesa agitadora (Biomixer/ TS-2000A UDRL Shaker) a uma velocidade de 150 rpm por 10 minutos. Subsequentemente, a absorbância foi mensurada usando um espectrofotômetro (Termoplate/TP-Reader) em um comprimento de onda de 540nm.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a coleta e tabulação os dados foram analisados no programa Sigma Stat 3.5, obtendo-se os seguintes resultados:

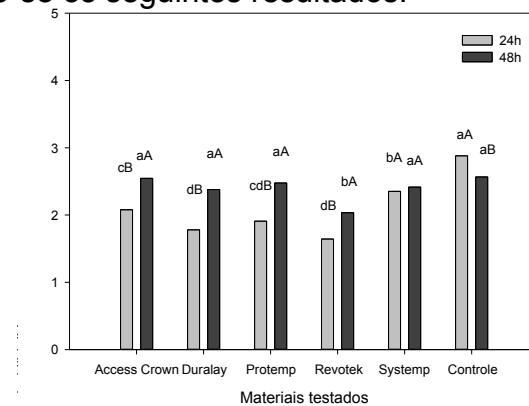


Gráfico 1: Análise da viabilidade celular em 24 e 48h.

Para o teste de viabilidade celular de 24 e 48h, (Gráfico 1), observa-se que em 24h, o grupo controle e o (S) apresentaram estatisticamente maior viabilidade celular e (R) apresentou menor viabilidade celular. Em 48h, (R) apresentou estatisticamente menor viabilidade celular. Ao comparar o material no tempo, o único material que manteve-se constante foi o (S). Devido ao sigilo que os fabricantes tem da composição dos materiais, torna-se difícil explicar o porquê do efeito citotóxico, uma das possibilidade pode ser atribuído ao uso dos monômeros na matriz orgânica, ou mesmo ao sistema de iniciação.

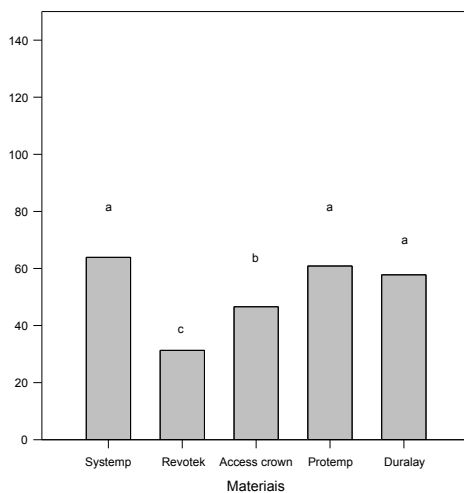


Gráfico 2: Resistência à flexão

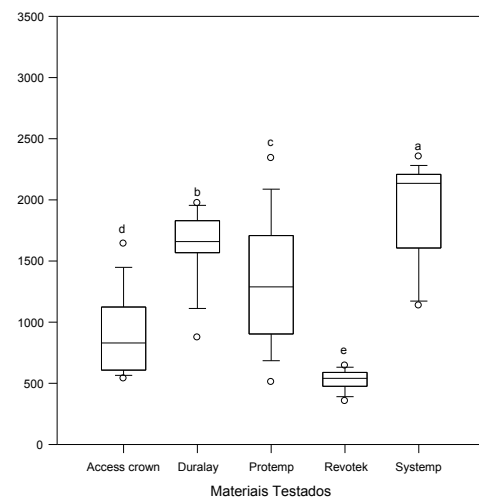


Gráfico 3: Módulo de elasticidade

Para os resultados de resistência à flexão e módulo de elasticidade (Gráficos 2-3), podemos ver que (S), (P) e (D) apresentaram estatisticamente maiores valores que o (R). Quanto ao módulo de elasticidade, (S) apresentou estatisticamente maior módulo de elasticidade e (R) apresentou menor módulo. Uma das hipóteses possíveis para (R) ter tido o menor desempenho, poderia estar no fato de ser o único material fotopolimerizável.

Tabela 1: Propriedades físico-mecânicas dos materiais

Materiais testados	Microdureza (Knoop)	Grau de conversão (%)	Sorção (%)	Solubilidade (%)
Revotek	13,28 ± 5,9c	70,87 ± 2,3a	1,97 ± 0,4a	0,19 ± 0,1a
Access Crown	21,38 ± 4,7b	55,25 ± 5,1b	1,32 ± 0,3b	0,54 ± 0,2b
Protemp	24,02 ± 2,1b	53,00 ± 1,7b	1,21 ± 0,2b	0,13 ± 0,2b
Systemp	27,72 ± 4,8a	39,86 ± 0,5c	0,66 ± 0,3c	0,11 ± 0,1c

*Letras diferentes indicam diferença estatística significante

Para a microdureza (tabela 1) podemos observar que o (S) apresentou estatisticamente maior dureza knoop e o (R) obteve os menores valores.

Para o Grau de conversão o (S) apresentou estatisticamente menor taxa de conversão e o (R) teve maior taxa de conversão. A possível explicação seria por ser um material fotopolimerizável.

Para os testes de sorção e solubilidade o (R) apresentou estatisticamente maiores taxas e o Systemp teve as menores porcentagens para ambos testes. A maior solubilidade do (R) poderia indicar uma liberação de monômeros não reagidos o que poderia explicar os achados encontrados na citotoxicidade (menor viabilidade celular).

4. CONCLUSÕES

Nas conclusões o autor deve apresentar objetivamente qual a inovação Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que o Revotek LC foi o material que apresentou a menor biocompatibilidade, e o Protemp IV apresentou as melhores características físico-mecânicas.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- GRATTON, D.G.; AQUILINO, S.A. Interim restorations. **Dental clinics of North America**, United of States, v.48, n. 2, p. 487-497, 2004.
- The glossary of prosthodontic terms. **The Journal of prosthetic dentistry**, United of States, v. 81, p. 39-110, 1999.
- SKUROW, H.M.; NEVINS M. The rationale of the preperiodontal provisional biologic trial restoration. **The International journal of periodontics & restorative dentistry**, United of States, v. 8, n. 1, p. 8-29, 1988.
- SHILLINGBURG, H.T.; HOBBS, S.; WHITSETT, L.D.; JACOBI, R.; BRACKETT, S.E. **Provisional restorations: fundamentals of fixed prosthodontics**. Chicago: Quintessence; 1997.
- YOUNG, H.M.; SMITH, C.T.; MORTON, D. Comparative in vitro evaluation of two provisional restorative materials. **The Journal of prosthetic dentistry**, Unites of States, v. 85, n. 2, p.129-132, 2001.
- MORAES, R.R.; CORRER-SOBRINHO L.; SINHORETI, MA.; PUPPIN-RONTANI, RM.; OGLIARI, F.A.; PIVA, E. Light-activation of resin cement through ceramic: relationship between irradiance intensity and bond strength to dentin. **Journal of Biomedical Materials Research B Applied Biomaterials**, v.1, p.160-165, 2008.
- FERNANDEZ, M.R.; CARVALHO, R.V.; OGLIARI, F.A.; BEIRA, F.A.; A. ETGES, A.; BUENO, M. Cytotoxicity and genotoxicity of sodium percarbonate: a comparison with bleaching agents commonly used in discoloured pulpless teeth, **International Endodontic Journal**, v.43, p.102-108, 2010.