XXXIII Congresso de Iniciação Científica da Unicamp

INCORPORAÇÃO DE QUITOSANA EM ADESIVO ORTODÔNTICOS AUTOADESIVOS EXPERIMENTAIS

Palavras-Chave: QUITOSANA, BIOFILME, BRAQUETES, ADESIVOS ORTODÔNTICOS

Autores(as):
GABRIEL GODOI SCOLFARO - FOP - UNICAMP
ROBERTA CRISTINA COSTA GUIMARÃES - FOP – UNICAMP
TAINAH OLIVEIRA RIFANE – FOP - UNICAMP
Prof. Dr. MÁRIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI (orientador) - FOP – UNICAMP

INTRODUÇÃO:

A prevalência da má oclusão dentária faz com que essa condição seja reconhecida como um problema de saúde pública, impactando diretamente a qualidade de vida da população. O tratamento mais comum e recomendado envolve a utilização de aparelhos ortodônticos, cuja finalidade é corrigir a posição dos dentes [1,2,3]. No entanto, uma das principais dificuldades associadas a esse tratamento é a higienização bucal, uma vez que os bráquetes favorecem o acúmulo de biofilme oral ao seu redor, elevando o risco de inflamação gengival e desenvolvimento de cáries [4]. A cárie dentária é desencadeada por bactérias presentes na cavidade oral, as quais reduzem o pH bucal a níveis críticos para o esmalte e a dentina, promovendo a perda de íons cálcio (Ca) e fosfato (P) [4]. Esse processo de desmineralização do esmalte dentário é clinicamente identificado pela formação da primeira manifestação visível da cárie, lesão de mancha branca [4,5]. Embora o flúor, por si só, não interfira diretamente nos agentes causadores da cárie, sua eficácia na prevenção da progressão das manchas brancas é amplamente reconhecida [4].

Entre as alternativas, a quitosana (CS), um derivado parcialmente desacetilado da quitina, geralmente extraído das cascas de crustáceos, tem ganhado destaque [6]. Sua ampla aplicabilidade entre os biomateriais deve-se à sua versatilidade e a diversas propriedades desejáveis, como biodegradabilidade, biocompatibilidade, não toxicidade e capacidade de promover a cicatrização de feridas [7]. No campo da odontologia, a quitosana tem sido investigada em diversos estudos como agente preventivo contra a cárie dentária, em virtude de suas propriedades bactericidas e/ou bacteriostáticas [8]. O efeito antimicrobiano da quitosana é atribuído a múltiplos mecanismos sinérgicos. O principal envolve a interação eletrostática entre seus grupos amino protonados ($–NH_3^+$) e as superfícies celulares bacterianas, que são negativamente carregadas, resultando em desorganização da membrana, aumento de permeabilidade e extravasamento de conteúdo intracelular. Além disso, a quitosana pode quelar íons metálicos essenciais (como Ca^{2+} e Mg^{2+}), afetando a estabilidade enzimática e estrutural bacteriana. Também forma uma barreira física sobre a superfície microbiana, dificultando a difusão de nutrientes e a formação de biofilmes. Em determinadas condições, especialmente quando possui baixa massa molecular, pode penetrar na célula e interferir na síntese de RNA e proteínas. Sua atividade é intensificada em pH ácido e com altos graus de desacetilação, que aumentam sua carga catiônica e afinidade por estruturas bacterianas [9,10]. Estudos demonstraram que a quitosana exerce efeito antibacteriano in vitro contra diversas espécies associadas a doenças orais, como *Streptococcus mutans*, *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* e *Porphyromonas gingivalis* [11,12]. Resultados de estudos como o conduzido por Kim *et al.* (2013) indicaram que a incorporação de quitosana em compósitos resinosos pode conferir atividade antibacteriana sem comprometer suas propriedades mecânicas e adesivas.

O objetivo deste estudo foi, portanto, avaliar o efeito da adição de diferentes porcentagens de quitosana em cimentos ortodônticos autoadesivos experimentais sobre a resistência à tração, a atividade antibacteriana e a resistência ao cisalhamento de bráquetes ortodônticos ao esmalte dentário. As hipóteses nulas testadas foram: (1) A incorporação de quitosana ao cimento ortodôntico autoadesivo experimental não afetaria a resistência máxima à tração nem a resistência ao cisalhamento dos bráquetes ao esmalte; (2) A adição de quitosana não reduziria o crescimento de *Streptococcus mutans* (*S. mutans*).

METODOLOGIA:

Manipulação experimental do adesivo ortodôntico

Os monômeros foram misturados por 40 segundos a 2400 rpm usando dispositivo de mistura centrífuga (SpeedMixer, DAC 150.1 FVZ-K, Hauschild Engineering, Hamm,Alemanha). A matriz de resina para todas as formulações consiste em 20% em peso de fosfato de di-hidrogênio de 10- metacriloxidecil (10-MDP – DM Healthcare Products, Inc., San Diego, CA, EUA), 20% em peso de bisfenol metacrilato glicidílico (BisGMA - Sigma-Aldrich Inc, St Louis, MO, EUA), 39% em peso de uretano dimetacrilato (UDMA - Sigma- Aldrich Inc., EUA), e 20% em peso de dietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA - Sigma- Aldrich Inc., EUA), incluindo 0,5% em peso de canforquinona (CQ - Sigma-Aldrich Inc., EUA) como fotoiniciador e 0,5% em peso de dimetilaminoetilmetacrilato

(DMAEMA - Sigma-Aldrich Inc., EUA) como co-iniciador. Para cada mistura de resina, diferentes concentrações de quitosana foram adicionadas (0, 1%, 2,5%, 5%, 7,5% e 10%). Após a mistura dos monômeros, fotoiniciador e quitosana, a matriz de resina de cada adesivo ortodôntico foi carregada com 50% em peso de cargas silanizadas — 20% em peso de sílica precipitada de 0,05 µm (Nippon Aerosil Co. Ltd., Tóquio, Japão) e 80% em peso de vidro silicato de Ba-Al de 0,7 µm (Esstech Inc., Essington, PA, EUA). As partículas de carga de sílica precipitada foram misturadas com a mistura de monômeros por 30 segundos a 3000 rpm, seguidas pelas partículas de carga de vidro silicato de Ba-Al por 1 minuto a 2000 rpm. Por último, os adesivos ortodônticos foram centrifugados por 1 minuto a 2000 rpm sob uma atmosfera de vácuo de 80 mmHg.

Teste de Resistência ao Cisalhamento (SBS)

Sessenta incisivos bovinos, recém-extraídos, limpos e armazenados em água destilada a 4 °C, foram utilizados (n = 10). As raízes foram cortadas e as coroas foram embutidas em tubos de PVC (25 mm de diâmetro por 30 mm de comprimento) contendo resina acrílica de auto-polimerização (VIPI, Pirassununga, SP, Brasil), mantendo sua superfície vestibular voltada para fora da resina acrílica. Antes dos procedimentos de colagem dos braquetes, foi realizado profilaxia com pasta de pedra-pomes e taça de borracha nos dentes por 30 s, seguida de enxágue com água e secagem ao ar. O esmalte foi condicionado com gel de ácido fosfórico a 35% (Ultra-Etch, Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por 15 s, lavado com jato de ar e água por 30 s e secos com jato de ar por 15 s. Os braquetes (Light, Prescription Roth, Morelli Orthodontics, Sorocaba, SP, Brasil) foram compatíveis com os dentes e a polimerização dos adesivos ortodônticos foi feita por 10 s em cada lado do suporte (totalizando 40 s) usando fotopolimerizador Valo cordless (Ultradent, South Jordan, UT, EUA). O teste de SBS foi realizado em uma máquina de ensaio universal (Instron Corporation, modelo 4411, Canton, OH, EUA). A interface braquete e esmalte de cada espécime foi posicionada paralelamente à borda de um cinzel de lâmina afiada. O teste de SBS foi realizado a uma velocidade de avanço de 0,75 mm/min usando célula de carga de 50 N. Os resultados foram registrados por software e a carga, registrada em N (Newtons), foi convertida em MPa (MegaPascal), dividindo a carga pela área do suporte (11 mm²).

Teste de Índice de Remanescente Adesivo (ARI)

Após o teste, as superfícies dos esmaltes bovinos foram analisadas com estereomicroscópio para avaliar o IRA. Os critérios para classificar cada pontuação foram: 0: nenhum adesivo ortodôntico na superfície do dente, 1: menos de 50% de adesivo ortodôntico na superfície do dente, 2: mais de 50% de adesivo ortodôntico na superfície do dente e 3: todo o adesivo ortodôntico permaneceu na superfície do dente.

Teste de Resistência à Tração (UTS)

Para o teste de UTS, foram confeccionados 10 espécimes (n = 10) em forma de ampulheta (10 mm de comprimento × 4 mm de largura × 1,5 mm de espessura; área de constrição: 1,5 × 1,5 mm; área da seção transversal: 2,25 mm²) para cada adesivo ortodôntico utilizando moldes de borracha. Os espécimes foram fotoativados (Valo Cordless, Ultradent, EUA) por 20 s nas superfícies superior e inferior após a remoção do molde de borracha. Após 24 horas de armazenamento em água a 37 °C, os espécimes foram fixados no dispositivo acoplado à máquina de ensaio universal (Instron Corporation, modelo 4411, EUA) e submetidos ao teste de resistência à tração a velocidade de avanço de 0,75 mm/min, até a fratura. A UTS foi calculada em MPa usando a fórmula: UTS = F/A, onde: F é a carga de tração (N) e A é a área da seção transversal (mm²).

Teste Antibacteriano (CFU)

Seis espécimes em formato de disco (n = 6; 6 mm de diâmetro × 2 mm de altura) de cada adesivo ortodôntico (0% - controle, 1%, 2,5%, 5%, 7,5% e 10%) foram fabricados utilizando moldes de borracha. Os discos foram preparados em condições assépticas em uma cabine de fluxo laminar usando moldes circulares de borracha em uma placa de vidro. Após a inserção do material no molde, os espécimes foram cobertos com tira de poliéster e fotoativados por 20 s (Valo Cordless, Ultradent, EUA). Após a fotoativação, os espécimes foram removidos do molde e deixados sob luz UV por 15 minutos para descontaminação adicional. Os espécimes de cada grupo foram colocados individualmente em uma placa de cultura de poliestireno de 24 poços (Kasvi) e imersos em 1,5 ml de meio de cultura de infusão de cérebro e coração (BHI) com 1% de sacarose e 1,5 ml de inóculo da cepa S. mutans UA159 (ATCC® 700610™). As placas foram incubadas a 37 °C com 10% de CO_2 por 7 dias. A cada 24 horas, o meio de cultura foi aspirado e substituído por 1,5 ml de meio BHI estéril com 1% de sacarose. Após 7 dias, os espécimes foram imersos em solução salina a 0,9% e vortexados para desalojar as células bacterianas aderidas ao disco. Após a remoção das células, 50 µl da solução salina com as células bacterianas foram transferidos para microtubos contendo 450 µl de solução salina estéril para diluição serial. Três gotas de 25 µl de cada diluição foram dispensadas separadamente em placas de Petri contendo meio de ágar BHI. As placas de Petri foram armazenadas a 37 °C com 10% de CO_2 e mantidas por 48 horas para permitir o crescimento de colônias de S. mutans. Após 48 horas, a contagem de unidades formadoras de colônia foi realizada no estereomicroscópio. Os dados foram expressos em CFU/ml e foram realizados três experimentos independentes.

Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Um espécime em formato de disco (6 mm de diâmetro × 2 mm de altura) de cada adesivo ortodôntico autoadesivo experimental foi preparado utilizando um molde de borracha. O adesivo ortodôntico inserido no molde, coberto com uma tira de poliéster e fotoativado por 20 s (Valo Cordless, Ultradent, EUA). Após a remoção do molde, a superfície do espécime exposta à fotoativação foi polida usando o sistema de discos Sof-Lex (3M Dental Products, St. Paul, MN, EUA) acoplado a um micro motor de baixa rotação. Os discos foram utilizados na

sequência de lixamento: grosso, médio, fino e super fino - 40 s cada. Em seguida, os espécimes foram revestidos com ouro (revestidor por pulverização Balzers-SCD 050, Alemanha), e imagens digitais em 500× foram transmitidas para microscópio eletrônico de varredura (MEV) (JEOL-5600 LV, Japão) sob uma voltagem de 15 KV, WD = 15 mm e um tamanho de ponto de 27 nm.

Análise Estatística

Foi realizada análise de poder para determinar o tamanho amostral de cada teste (power = 0,8 ou superior), com nível de significância de 0,05 (β = 0,2). Os dados de todos os testes foram submetidos ao teste de Shapiro-Wilk para verificação da normalidade e ao teste de Levene para verificar a homocedasticidade das variâncias. Os dados dos testes de SBS, UTS e CFU foram analisados por meio de ANOVA *one-way* e as médias foram comparadas pelo teste post hoc de Tukey (α = 0,05). Os dados do ARI foram submetidos a uma análise descritiva não estatística.

RESULTADOS E DISCUSSÃO:

A Tabela 1 apresenta os valores médios (MPa) e os desvios padrão para a SBS e UTS dos adesivos ortodônticos experimentais com diferentes concentrações de quitosana. Para a SBS, a análise de variância *one-way* ANOVA revelou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p = 0,031$). O grupo controle apresentou valor médio de SBS significativamente superior em comparação aos grupos com 1%, 2,5%, 5%, 7,5% e 10%. Para a UTS, a ANOVA *one-way* também demonstrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p < 0,001$). Os grupos controle e 1% apresentaram valores médios de UTS significativamente maiores do que os grupos com 2,5%, 5%, 7,5% e 10%.

Esses resultados estão alinhados com estudos anteriores sobre materiais dentários modificados com quitosana. Uma revisão sistemática indicou que baixas concentrações (≤1% em peso) não comprometeram a SBS, enquanto níveis mais elevados a reduziram [13]. Além disso, adesivos ortodônticos modificados com nanopartículas de quitosana (CS-NPs) apresentaram resistência ao cisalhamento (SBS) estável, independentemente do tamanho das partículas testadas, os quais demonstraram efeitos antibacterianos semelhantes. [14]. Esses achados apoiam a hipótese de que o aumento de na porcentagem de quitosana prejudica a rede polimérica do material resinoso, provavelmente devido à má dispersão ou à ausência de silanização, levando à formação de porosidade e redução no desempenho mecânico, semelhante ao que já foi relatado com arginina [13].

Tabela 1 - Média (MPa) e o desvio padrão da SBS e UTS dos adesivos ortodônticos experimentais

Grupos	SBS	UTS
0% - Controle	31,2 ± 2,66 ^{A}	55,6 ± 2,70 ^{A}
1%	25,3 ± 4,74 ^{B}	52,5 ± 4,14 ^{A}
2,5%	22,3 ± 3,32 ^{C}	45,4 ± 3,72 ^{B}
5%	21,8 ± 5,06 ^{C}	45,3 ± 4,56 ^{B}
7,5%	18,2 ± 4,37 ^{D}	45,0 ± 4,24 ^{B}
10%	15,7 ± 4,65 ^{E}	37,4 ± 4,96 ^{C}

Letras maiúscula diferentes indicam diferenças estatisticamente significativas dentro das colunas ($p < 0,05$).

O gráfico demonstra que o ARI nos cimentos ortodônticos experimentais apresentou menor presença de remanescente nos grupos controle e 1%, com predominância dos escores 0 e 1. Nos demais grupos contendo maiores concentrações de quitosana (2,5% a 10%), observou-se aumento progressivo na presença dos escores 2. Do ponto de vista clínico, escores baixos no ARI, refletem menor quantidade de cimento ortodôntico residual sobre o esmalte, são vantajosos, pois reduzem a necessidade de remoção mecânica com brocas do excesso de material e ajudam a preservar a integridade da superfície do esmalte após a remoção dos bráquetes.

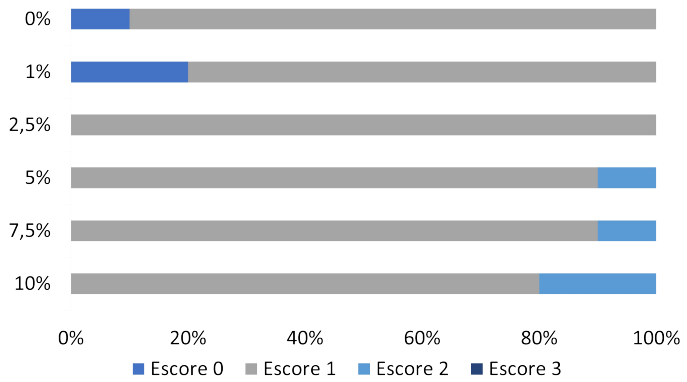

Figura 1 - Prevalência do ARI para os cimentos ortodônticos autoadesivos experimentais.

A Tabela 2 apresenta os valores médios e os desvios padrão da contagem de unidades formadoras de colônias (CFU) ($\times 10^6$ CFU/mL) de *Streptococcus mutans* observadas nos cimentos resinosos ortodônticos experimentais testados. A incorporação de quitosana resultou em uma redução estatisticamente significativa no crescimento de *S. mutans* em todos os grupos ($p = 0,001$). As formulações contendo 7,5% e 10% de quitosana apresentaram a atividade antimicrobiana mais expressiva, com reduções de CFU de 85,1% e 84,3%, respectivamente, em comparação ao grupo controle. As concentrações intermediárias (5%, 2,5% e 1%) também mostraram reduções estatisticamente significativas no crescimento de *S. mutans* em relação ao controle, com reduções de 69,2%, 54,6% e 46,7%, respectivamente.

Tais achados são consistentes com estudos que investigaram o uso de nanopartículas de quitosana em materiais dentários, os quais demonstraram eficácia antimicrobiana comparável contra biofilmes de *S. mutans* [15]. Embora concentrações elevadas (≥7,5%) maximizem a atividade antimicrobiana, porcentagens altas estão associadas à redução das propriedades mecânicas, provavelmente em razão da interferência na rede polimérica da matriz do compósito resinoso. Dessa forma, concentrações intermediárias (~5%) podem representar equilíbrio, promovendo inibição bacteriana sem comprometer a integridade mecânica do material. Esses dados estão em conformidade com os achados de El Azzazy *et al.* [16], nos quais baixos teores de quitosana preservaram o desempenho adesivo e, simultaneamente, apresentaram efeitos antimicrobianos. Assim, a ação antimicrobiana da quitosana, que envolve disrupção de membranas, quelação de íons e interferência na formação de biofilmes, confirma seu potencial como aditivo bioativo em adesivos ortodônticos.

Tabela 2 - Média e desvio padrão ($x10^6$ CFU/mL) das CFU de *S. mutans* dos adesivos ortodônticos experimentais.

Grupos	$x10^6$ CFU/ml	% 10^6 CFU/ml redução
0% - Controle	9,66 ± 1,14 A	Referência
1%	5,15 ± 0,88 B	46,7
2,5%	4,38 ± 1,06 B	54,6
5%	2,97 ± 0,78 C	69,2
7,5%	1,44 ± 0,45 D	85,1
10%	1,52 ± 0,37 D	84,3

Letras maiúscula diferentes indicam diferenças estatisticamente significativas dentro das colunas ($p < 0,05$).

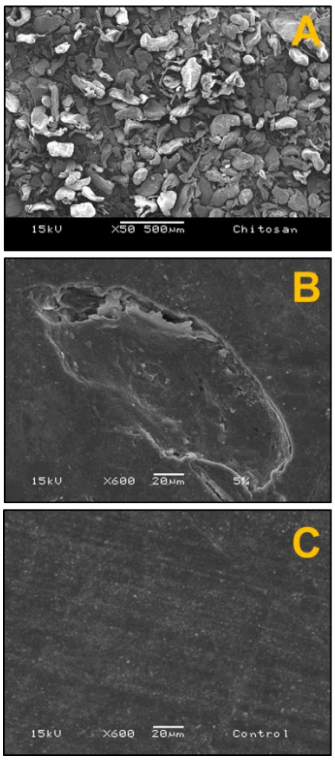

Figura 2 – Imagens obtidas por MEV. A – partículas do pó de quitosana; B – adesivo ortodôntico autoadesivo experimental com incorporação de quitosana; C – grupo controle, sem incorporação de quitosana.

CONCLUSÃO

Com base nos ensaios realizados a incorporação de quitosana na concentração de 1% ao cimento ortodôntico autoadesivo experimental não comprometeu os valores de resistência de união ao esmalte nem a resistência coesiva do material. Além disso, mesmo em baixa concentração, a quitosana apresentou efeito antibacteriano com redução de aproximadamente 47% na viabilidade de *Streptococcus mutans*.

BIBLIOGRAFIA

1. dos Santos RR, Nayme JG, Garbin AJ, Saliba N, Garbin CA, Moimaz SA. Prevalence of malocclusion and related oral habits in 5- to 6-year-old children. **Oral Health Prev Dent.** 2012;10(4):311-8. doi: 10.3290/j.ohpd.a28901. PMID: 23301231.
2. Martins LP, Bittencourt JM, Bendo CB, Vale MP, Paiva SM. Malocclusion and social vulnerability: a representative study with adolescents from Belo Horizonte, Brazil. **Cien Saude Colet.** 2019 Feb;24(2):393-400. Portuguese, English. doi: 10.1590/1413-81232018242.33082016. PMID: 30726372.
3. Geraldeli S, Maia Carvalho LA, de Souza Araújo IJ, Guarda MB, Nascimento MM, Bertolo MVL, Di Nizo PT, Sinhoreti MAC, McCarlie VW Jr. Incorporation of Arginine to Commercial Orthodontic Light-Cured Resin Cements-Physical, Adhesive, and Antibacterial Properties. **Materials (Basel).** 2021 Aug 5;14(16):4391. doi: 10.3390/ma14164391. PMID: 34442914; PMCID: PMC8401166.
4. Cury JA, Caldarelli PG, Tenuta LM. Necessity to review the Brazilian regulation about fluoride toothpastes. **Rev Saude Publica.** 2015;49:74. doi: 10.1590/S0034-8910.2015049005768. Epub 2015 Oct 20. PMID: 26487295; PMCID: PMC4603267.
5. Ahn SJ, Lim BS, Lee SJ. Surface characteristics of orthodontic adhesives and effects on streptococcal adhesion. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** 2010 Apr;137(4):489-95; discussion 13A. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.05.015. PMID: 20362908. 6. Al-Saleh M, El-Mowafy O. Bond strength of orthodontic brackets with new self-adhesive resin cements. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010 Apr;137(4):528-33. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.04.027. PMID: 20362914.
6. Kim JS, Shin DH. Inhibitory effect on Streptococcus mutans and mechanical properties of the chitosan containing composite resin. **Restor Dent Endod.** 2013 Feb;38(1):36-42. doi: 10.5395/rde.2013.38.1.36. Epub 2013 Feb 26. PMID: 23493656; PMCID: PMC3591584.4.
7. Islam MM, Shahruzzaman M, Biswas S, Nurus Sakib M, Rashid TU. Chitosan based bioactive materials in tissue engineering applications-A review. **Bioact Mater.** 2020 Feb 12;5(1):164-183. doi: 10.1016/j.bioactmat.2020.01.012. PMID: 32083230; PMCID: PMC7016353.
8. Chung YC, Wang HL, Chen YM, Li SL. Effect of abiotic factors on the antibacterial activity of chitosan against waterborne pathogens. **Bioresour Technol.** 2003 Jul;88(3):179-84. doi: 10.1016/s0960-8524(03)00002-6. PMID: 12618038.
9. Limpongsa E, Soe MT, Jaipakdee N. Modification of release and penetration behavior of water-soluble active ingredient from ball-milled glutinous starch matrix via carboxymethylcellulose blending. **Int J Biol Macromol.** 2021 Dec 15;193(Pt B):2271-2280. doi: 10.1016/j.ijbiomac.2021.11.059. Epub 2021 Nov 14. PMID: 34785201.
10. Tan H, Ma R, Lin C, Liu Z, Tang T. Quaternized chitosan as an antimicrobial agent: antimicrobial activity, mechanism of action and biomedical applications in orthopedics. **Int J Mol Sci.** 2013 Jan 16;14(1):1854-69. doi: 10.3390/ijms14011854. PMID: 23325051; PMCID: PMC3565352.
11. Choi BK, Kim KY, Yoo YJ, Oh SJ, Choi JH, Kim CY. In vitro antimicrobial activity of a chitooligosaccharide mixture against Actinobacillus actinomycetemcomitans and Streptococcus mutans. **Int J Antimicrob Agents.** 2001 Dec;18(6):553-7. doi: 10.1016/s0924-8579(01)00434-4. PMID: 11738343.
12. Fujiwara M, Hayashi Y, Ohara N. Inhibitory effect of water-soluble chitosan on growth of Streptococcus mutans. **New Microbiol.** 2004 Jan;27(1):83-6. PMID: 14964411.
13. Dobrzyński W, Piszko PJ, Kiryk J, Kiryk S, Michalak M, Kotela A, Kensy J, Świenc W, Grychowska N, Matys J, Dobrzyński M. Dental Resin Composites Modified with Chitosan: A Systematic Review. **Mar Drugs.** 2025 May 1;23(5):199. doi: 10.3390/md23050199. PMID: 40422789; PMCID: PMC12113295.
14. Almeshal R, Pagni S, Ali A, Zoukhri D. Antibacterial Activity and Shear Bond Strength of Orthodontic Adhesive Containing Various Sizes of Chitosan Nanoparticles: An In Vitro Study. **Cureus.** 2024 Feb 12;16(2):e54098. doi: 10.7759/cureus.54098. PMID: 38487116; PMCID: PMC10938044.
15. Maharti I, Ramadiani N, Indrastuty Siringoringo R, Anri Z, Meidyawati R, Margono A, Kusumasari C. The Effect of Various Water-soluble Chitosan Concentrations on Physical Properties and Antibiofilm Ability of Mineral Trioxide Aggregate.**OpenDentJ,**2024;18:e18742106311545.
16. El Azzazy AM, Ali MS, Abdelrahim RA. *The effect of chitosan incorporation on some properties and antibacterial activity of dental adhesive*. **Al-Azhar J Dent Sci.** 2018;21(4):357–364. doi:10.21608/ajdsm.2018.71600.