

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CHIHUAHUA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO



**ESTUDIO COMPARATIVO DEL EFECTO ANTIMICROBIANO EN ARCOS DE NITI
RECUBIERTOS CON NANOPARTÍCULAS DE PLATA FRENTE A *STREPTOCOCCUS
MUTANS***

POR:

C.D. SEBASTIÁN RODRÍGUEZ LOZOYA

**TESIS PRESENTADA COMO REQUISITO PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN ESTOMATOLOGÍA**

OPCIÓN: ORTODONCIA

CHIHUAHUA, CHIH., MÉXICO

AGOSTO DE 2024



Estudio comparativo del efecto antimicrobiano en arcos de NiTi recubiertos con nanopartículas de plata frente a *Streptococcus mutans*. Tesis presentada por Sebastián Rodríguez Lozoya como requisito para obtener el grado de Maestro en Estomatología opción Ortodoncia, ha sido aprobada y aceptada por:

M.E.S. Juan Antonio Galache Vega
Director de la Facultad de Odontología

C.D.E.O. Rosa Margarita Aguilar Madrigal
Secretaria de Investigación y Posgrado

Dra. Raquel Duarte Rico
Director de tesis

Dr. Humberto Alejandro Montreal Romero
Asesor de tesis

M.C. Eder Alejandro Carreón León
Asesor de tesis

Fecha: Agosto de 2024

ÍNDICE

ÍNDICE DE TABLAS.....	IV
ÍNDICE DE FIGURAS	VI
1. MARCO TEÓRICO	1
1.1. INTRODUCCIÓN	1
1.2. ORTODONCIA.....	2
1.2.1. Arcos de ortodoncia.....	2
1.2.2. Arcos de NiTi	2
1.2.3. Fricción en ortodoncia	3
1.2.4. Corrosión en ortodoncia.....	4
1.3. MICROBIOMA ORAL Y CAMBIOS EN EL TRATAMIENTO DE ORTODONCIA	5
1.3.1. Streptococcus mutans y su asociación en ortodoncia.....	6
1.3.2. Enfermedades en cavidad oral asociadas con ortodoncia.....	7
1.3.2.1. Lesión de mancha blanca.	7
1.3.2.2. Caries dental.....	8
1.3.2.3. Enfermedad periodontal.....	9
1.3.3. Factores de riesgo y etiología de enfermedades orales asociadas con ortodoncia	10
1.3.3.1. Factores microbianos.....	10
1.3.3.2. Factores salivales	11
1.3.3.3. Higiene oral.....	11
1.3.3.4. Dieta	11
1.4. NANOTECNOLOGÍA.....	12
1.4.1. Nanopartículas y nano-recubrimientos en ortodoncia.....	12
1.4.2. Nanopartículas de plata	13
1.4.3. Mecanismo de acción de nanopartículas de plata	14
1.4.3.1. Acción antibacteriana.....	14
1.4.3.2. Acción antiviral.....	15
1.4.3.3. Acción antifúngica.....	15

1.4.4. Recubrimientos con nanopartículas de plata en ortodoncia.....	16
1.4.5. Métodos para generar nano recubrimientos	17
1.4.5.1. Deposición física de vapor (PVD)	17
1.4.5.1.1.Evaporación (deposición al vacío).....	18
1.4.5.1.2.Deposición por pulverización catódica	18
1.4.5.2. Deposición química de vapor (CVD).....	18
1.4.5.3. Electrodeposición.....	19
1.4.5.4. Deposición mediante suero corporal simulado (SBF)	20
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	22
2.1. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	22
3. JUSTIFICACIÓN.....	23
4. HIPÓTESIS	24
4.1. HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN	24
4.2. HIPÓTESIS NULA	24
5. OBJETIVO GENERAL.....	25
6. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	26
7. METODOLOGÍA	27
7.1. TIPO DE ESTUDIO:	27
7.2. DISEÑO DE ESTUDIO:.....	27
7.3. POBLACIÓN DE ESTUDIO O MUESTRA:	27
7.4. LUGAR DE REALIZACIÓN:	27
7.5. CRITERIOS DE SELECCIÓN:	27
7.6. OPERACIÓN DE LAS VARIABLES:	29
7.7. MATERIALES:.....	30
7.8. MÉTODOS:.....	31
7.8.1. PREPARACIÓN PREVIA DE SUERO DE SUERO CORPORAL SIMULADO (SBF).....	31
7.8.2. INCORPORACIÓN DE AGNP'S	32
7.8.3. PRUEBAS MICROBIOLÓGICAS	32
7.8.4. PRUEBAS DE LABORATORIO	34
7.8.5. PREPARACION DE SOLUCIÓN CON AGNP'S	36

7.8.6. CARACTERIZACIÓN.....	37
7.9. ANÁLISIS ESTADÍSTICO:	38
7.10. ASPECTOS ÉTICOS:	38
7.10.1. Ámbito de uso	38
7.10.2. Transferencias	39
7.10.3. Cumplimiento de las leyes	39
7.10.4. Derechos de propiedad	39
7.10.5. Limitación de responsabilidad	39
8. RESULTADOS.....	40
8.1. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	40
8.2. ANÁLISIS MICROBIOLÓGICOS.....	41
8.3. CARACTERIZACIÓN DE ARCOS MEDIANTE SEM Y EDS.....	43
9. DISCUSIÓN	57
10. CONCLUSIONES.....	62
11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	63

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Composición de suero corporal simulado.....	31
Tabla 2. Detalle de condiciones experimentales para estudios con arcos de NiTi con y sin AgNP's.	35
Tabla 3. Clasificación de concentraciones de soluciones de AgNP's mediante disposición en pocillos numerados y etiquetados por letras.....	37
<i>Tabla 4. Evaluación del efecto inhibitorio de AgNP's biosintetizadas sobre S. mutans a diversas concentraciones.</i>	<i>42</i>
<i>Tabla 5. Análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra no sometida a procedimiento con SBF a las 0 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con S. mutans. Cobre 8.26%, níquel 45.71% y titanio 39.04% del peso total como componentes principales de la aleación del alambre.</i>	<i>45</i>
<i>Tabla 6. Análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra no sometida a procedimiento con SBF a las 24 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con S. mutans. Cobre 10.56%, níquel 45.05% y titanio 38.38% del peso total como componentes principales de la aleación del alambre.....</i>	<i>46</i>
<i>Tabla 7. Espectro EDS y análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra no sometida a procedimiento con SBF a los 15 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con S. mutans. Cobre 4.25%, níquel 51.77% y titanio 43.99% del peso total como componentes principales de la aleación del alambre.</i>	<i>47</i>
<i>Tabla 8. Espectro EDS y análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra no sometida a procedimiento con SBF a los 30 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con S. mutans. Cobre 7.12%, níquel 46.10% y titanio 39.12% del peso total como componentes principales de la aleación del alambre.</i>	<i>48</i>

Tabla 9. Espectro EDS y análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra sometida a procedimiento con SBF a las 0 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con S. mutans. Se aprecia la incorporación de plata (Ag) en un 95.22% del peso total de la aleación del alambre. 51

Tabla 10. Espectro EDS y análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra sometida a procedimiento con SBF a las 24 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con S. mutans. Se aprecia la incorporación de plata (Ag) en un 89.13% del peso total de la aleación del alambre..... 52

Tabla 11. Espectro EDS y análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra sometida a procedimiento con SBF a los 15 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con S. mutans. Se aprecia la incorporación de plata (Ag) en un 91.97% del peso total de la aleación del alambre..... 53

Tabla 12. Espectro EDS y análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra sometida a procedimiento con SBF a los 30 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con S. mutans. Se aprecia la incorporación de plata (Ag) en un 80.22% del peso total de la aleación del alambre..... 54

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig 1. Recuperación de cepa de <i>Streptococcus mutans</i> Clarke ATCC. Fuente propia.	33
Fig 2. Cultivo de cepa de <i>Streptococcus mutans</i> Clarke ATCC. Fuente propia. ...	33
Fig 3. Ajuste de estándar McFarland en BHI al 0.5. Fuente propia.	34
Fig 4. Colocación de arco en saliva artificial. Fuente propia.....	34
Fig 5. Colocación de arco en solución preparada con <i>Streptococcus mutans</i> durante 24 horas. Fuente propia.	35
Fig 6. Arcos preparados para su caracterización posterior a la finalización de pruebas microbiológicas y de laboratorio. Fuente propia.	38
Fig 7. Relación entre las nanopartículas de plata y el crecimiento de <i>S. mutans</i> : Análisis del coeficiente de determinación R ² . Fuente propia.....	40
<i>Fig 8. Efecto de concentraciones de AgNP's en el crecimiento de S. mutans. Se observa un efecto inhibitorio de crecimiento bacteriano a partir del pocillo número 1, 2 y 3, correspondientes a concentraciones de 1024 µg/ml, 512 µg/ml y 256 µg/ml respectivamente, en las tres soluciones evaluadas por triplicado (A, B y C). Además, el pocillo número 4, correspondiente a 128 µg/ml, mostró inhibición en la prueba 1 (A) y la prueba 3 (C). Los pocillos 5 y 6, correspondientes a 64 µg/ml y 32 µg/ml respectivamente, no presentaron inhibición bacteriana. Fuente propia.</i>	<i>42</i>
<i>Fig 9. Efecto de concentraciones de AgNP's en el crecimiento de S. mutans. Se observa un efecto inhibitorio nulo en los pocillos número 7, 8, 9 y 10, correspondientes a concentraciones de 16 µg/ml, 8 µg/ml, 4 µg/ml y 2 µg/ml respectivamente, en las tres soluciones evaluadas por triplicado (A, B y C). Fuente propia.</i>	<i>42</i>
<i>Fig 10. Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi sin recubrimiento de AgNP's a las 0 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con S. mutans, selección de 1 área de estudio. Se observa presencia de fracturas ovoides y lineales, sombras</i>	

correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres con forma ovoide distribuidos en toda la superficie del alambre. Fuente propia..... 45

Fig 11 . Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi sin recubrimiento de AgNP's a las 24 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*, selección de 1 área de estudio. Se observa presencia de fracturas ovoides y lineales, sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres con forma ovoide distribuidos en toda la superficie del alambre. Fuente propia..... 46

Fig 12. Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi sin recubrimiento de AgNP's a los 15 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*, selección de 1 área de estudio. Se observa presencia de fracturas ovoides y lineales, sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres con forma ovoide distribuidos en toda la superficie del alambre. Fuente propia..... 47

Fig 13. Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi sin recubrimiento de AgNP's a los 30 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*, selección de 1 área de estudio. Se observa presencia de fracturas ovoides y lineales, sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y un incremento de cráteres con forma ovoide y lineal distribuidos en toda la superficie del alambre. Fuente propia. 48

Fig 14. Imagen de SEM (X5,000) de muestra de arco de NiTi con recubrimiento de AgNP's en contacto con *S. mutans* por 24 horas. Se confirma la presencia de conglomerados de AgNP's y la existencia de crecimiento bacteriano en el área seleccionada. Fuente propia. 49

Fig 15. Imagen de SEM (X10,000) de muestra de arco de NiTi con recubrimiento de AgNP's en contacto con *S. mutans* por 24 horas. Se confirma la presencia de conglomerados dispersos de AgNP's en toda el área de la superficie. Se observan fracturas ovoides y lineales, así como sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres distribuidos en toda el área del alambre. Fuente propia. 50

Fig 16. Imagen de SEM (X10,000) de muestra de arco de NiTi con recubrimiento de AgNP's en contacto con *S. mutans* por 24 horas. Se confirma la presencia de

conglomerados dispersos de AgNP's en toda el área de la superficie. Se observan fracturas ovoides y lineales, así como sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres distribuidos en toda el área del alambre. Fuente propia. 50

Fig 17. Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi con recubrimiento de AgNP's a las 0 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con S. mutans, selección de 1 área de estudio. Se observa presencia de conglomerados de AgNP's, fracturas ovoides y lineales, sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres en etapa inicial de evolución. Fuente propia..... 51

Fig 18. Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi con recubrimiento de AgNP's a las 24 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con S. mutans, selección de 1 área de estudio. Se observa presencia de conglomerados de AgNP's, fracturas ovoides y lineales, sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres en etapa inicial de evolución. Fuente propia..... 52

Fig 19. Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi con recubrimiento de AgNP's a los 15 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con S. mutans, selección de 3 áreas de estudio. Se observa presencia de conglomerados de AgNP's, fracturas ovoides y lineales, sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres. Fuente propia..... 53

Fig 20. Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi con recubrimiento de AgNP's a los 30 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con S. mutans, selección de 3 áreas de estudio. Se observa presencia de conglomerados de AgNP's, fracturas ovoides y lineales, sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres de forma ovoide. Fuente propia. 54

1. MARCO TEÓRICO

1.1. Introducción

El aumento de la colonización bacteriana asociado con el tratamiento ortodóncico representa un desafío clínico significativo. La presencia de dispositivos ortodóncicos crea microambientes que favorecen la acumulación de placa dentobacteriana, lo que puede derivar en complicaciones adicionales para la salud oral, como desmineralización del esmalte, formación de lesiones cariosas y desarrollo de enfermedades periodontales (1, 2). Se estima que alrededor del 50% de los pacientes en tratamiento ortodóncico experimentan estas complicaciones, las cuales pueden aparecer desde el primer mes de tratamiento (3, 4).

La dificultad para mantener una adecuada higiene oral se ve exacerbada con el uso de alambres fijos durante la fase inicial del tratamiento, especialmente con aleaciones termoelásticas como los arcos de NiTi. Estos arcos, utilizados ampliamente en la fase inicial por su flexibilidad, memoria de forma y resistencia, facilitan la alineación y nivelación de los dientes. Sin embargo, se ha documentado que estos dispositivos pueden fracturarse y corroerse, aumentando la fricción y favoreciendo la adhesión bacteriana en áreas críticas (1, 5-7).

Las alteraciones en el ambiente bucal, como los cambios en el pH y el aumento en la producción de ácidos inducidos por el tratamiento ortodóncico (8, 9), son factores que ejercen un impacto significativo en cepas bacterianas oportunistas, facilitando la colonización de microorganismos como *Streptococcus mutans*, reconocido como el principal agente patógeno en la caries dental (9-13).

Por lo tanto, es esencial seleccionar cuidadosamente los materiales ortodóncicos y evaluar las posibles desventajas asociadas para mitigar los efectos adversos mencionados (2). En este sentido, los alambres ortodóncicos ideales deben garantizar biocompatibilidad y minimizar las propiedades que promuevan la proliferación microbiana, asegurando así la prevención de problemas de salud y promoviendo el bienestar del paciente (14).

En respuesta a estos desafíos, se ha introducido el uso de recubrimientos con nanopartículas de plata (AgNP's). Este enfoque ofrece una solución antimicrobiana prometedora contra *Streptococcus mutans*, reduciendo la adherencia bacteriana a los dispositivos ortodóncicos (15). Además, contribuye significativamente a la optimización del tratamiento al disminuir la fricción, la rugosidad superficial y la corrosión, mejorando a la vez la resistencia mecánica de los dispositivos ortodóncicos y controlando eficazmente las fuerzas durante los movimientos ortodóncicos (16-20).

1.2. Ortodoncia

La ortodoncia es la rama de la odontología dedicada primordialmente al diagnóstico, la prevención y el tratamiento de las irregularidades en la forma, posición, relación y función de las estructuras dentomaxilofaciales (21).

1.2.1. Arcos de ortodoncia

Los arcos utilizados en el tratamiento ortodóntico constituyen una parte esencial de los aparatos fijos, siendo empleados para aplicar fuerza sobre los dientes a través del slot del bracket. Estos arcos liberan la energía almacenada al ser colocados, facilitando así el movimiento dental correspondiente (22).

La aplicación de fuerzas más leves ha demostrado producir resultados óptimos en comparación con fuerzas más intensas, razón por la cual los arcos de ortodoncia son fundamentales para lograr el movimiento dental deseado (22-24). Las características deseables en un alambre ortodóntico incluyen alto retorno elástico, baja rigidez, excelente maleabilidad, capacidad elevada de almacenamiento de energía, biocompatibilidad, estabilidad ambiental y mínima fricción superficial (24).

1.2.2. Arcos de NiTi

El arco de NiTi constituye un material compuesto por un 55% de níquel y un 45% de titanio (25), y se utiliza ampliamente en tratamientos ortodónticos debido a su

capacidad para proporcionar una fuerza constante y controlada en el movimiento dental. Este material exhibe propiedades distintivas como superelasticidad, memoria de forma, alta resiliencia, bajo módulo de elasticidad y rigidez (26).

Los arcos termodinámicos de NiTi poseen la notable propiedad de ser activables térmicamente. Esta característica está asociada con la memoria de forma, lo que significa que a bajas temperaturas estas aleaciones de NiTi pueden deformarse con facilidad, y al elevar la temperatura por encima de sus puntos de transición, recuperan sus configuraciones originales (27).

Las propiedades de memoria de forma y superelasticidad, derivadas de la transición de fase austenítica a martensítica, destacan entre las características de las aleaciones de NiTi, haciéndolas materiales excelentes para su aplicación en la fase inicial del tratamiento ortodóncico, que abarca la alineación y nivelación dental (28). Además, los arcos de NiTi poseen una resistencia notable a la corrosión, un atributo crucial dada su constante exposición a ambientes corrosivos como la saliva (29).

1.2.3. Fricción en ortodoncia

La fricción se define como la resistencia que se opone al movimiento relativo entre superficies sólidas, capas de fluidos y elementos materiales que se deslizan unos sobre otros. En ortodoncia, se distinguen dos tipos de fricción principales: la estática, que impide el movimiento entre objetos que no se desplazan entre sí, y la cinética, que ocurre cuando dos objetos se mueven uno respecto al otro (30).

En el ámbito de la ortodoncia, la fricción cinética se considera de poca relevancia debido a que el movimiento dental no se produce como un desplazamiento continuo del diente a lo largo del alambre. Más bien, se trata de una serie de ajustes de inclinación y enderezamiento de las raíces, los cuales son resultado de la respuesta biológica del hueso, caracterizando así una condición pseudoestática (30).

Durante el tratamiento con aparatos fijos, el ortodoncista experimenta fricción en dos fases distintas. Inicialmente, en la fase de alineación inicial, se utiliza una aleación de NiTi con memoria de forma flexible en los dientes o brackets mal

alineados, activando así el alambre y generando fuerzas internas. Posteriormente, al desactivarse, una fuerza de corte interna impulsa el enderezamiento del alambre y se aplica presión sobre los dientes. Como consecuencia, el alambre se desliza a través de los brackets adyacentes, resultando en un aumento significativo de la fricción en esta etapa (30, 31).

A medida que progresa el tratamiento, los alambres de NiTi son sustituidos por arcos rígidos de acero. Durante esta fase, el movimiento del diente se logra mediante un deslizamiento sobre el alambre, donde la fuerza ortodóncica debe superar la resistencia de fricción al deslizamiento (30, 31).

No obstante, se reconoce que la fricción es un componente necesario para inducir el movimiento dental. Sin embargo, se procura minimizarla en la medida de lo posible debido a que las altas fuerzas de fricción pueden afectar considerablemente la eficiencia del tratamiento ortodóncico. Estas fuerzas pueden reducir la velocidad del movimiento dental y están influenciadas por la corrosión del alambre o la rugosidad de su superficie, factores que contribuyen al aumento de la fricción y a la acumulación de placa dentobacteriana (5, 19, 32).

1.2.4. Corrosión en ortodoncia

La corrosión se define como el deterioro de los materiales debido a efectos ambientales, ocasionando cambios en su topografía superficial. En el ámbito de la ortodoncia, los aparatos utilizados están expuestos a un ambiente corrosivo, fuertemente influenciado por las condiciones ácidas de la cavidad bucal y la presencia de iones de fluoruro en la saliva (33, 34).

La adhesión bacteriana se reconoce como el principal factor que contribuye a la degradación de los materiales dentales. Es especialmente significativa la corrosión de materiales dentales metálicos en presencia de *Streptococcus mutans* y sus subproductos de crecimiento (34, 35). La producción de ácidos orgánicos a partir de los azúcares durante la glucólisis bacteriana puede reducir el pH, creando un

entorno propicio para el desarrollo bacteriano y afectando la integridad del material mediante procesos corrosivos (36).

Este proceso de deterioro progresivo de los materiales, derivado de reacciones químicas, puede conllevar múltiples efectos adversos, como la liberación de elementos metálicos, aumento de la rugosidad superficial, endurecimiento de la superficie de los alambres y deterioro de la aparatología ortodóncica. Estos fenómenos pueden resultar en fallos mecánicos e incluso en fracturas de los materiales empleados en ortodoncia (33).

1.3. Microbioma oral y cambios en el tratamiento de ortodoncia

El entorno de la cavidad bucal proporciona condiciones propicias para la proliferación de bacterias capaces de producir ácidos que desmineralizan la superficie del esmalte dental (37, 38).

El biofilm desempeña un papel crucial en la adhesión de estos microorganismos a la superficie dental (39, 40). La desmineralización del esmalte es ocasionada por la acción ácida de microorganismos diversos, principalmente *Streptococcus mutans* y *Streptococcus sobrinus*, reconocidos como los principales patógenos en la formación de caries dental (10-12).

El tratamiento ortodóncico mediante aparatos fijos como brackets, bandas, arcos, ligaduras y elastómeros crea un entorno favorable para la colonización de microorganismos cariogénicos. Debido a su capacidad para retener y facilitar la adhesión de biopelículas, estos dispositivos ortodóncicos complican la higiene dental, lo que resulta en un aumento del número de microorganismos y un mayor riesgo de desmineralización del esmalte. Se ha documentado que entre el 50% y el 70% de los pacientes que reciben tratamiento con aparatos ortodóncicos fijos experimentan desmineralización del esmalte alrededor de los brackets, lo cual se manifiesta como manchas blancas o caries (10, 11).

La prevención de estas lesiones representa una preocupación crucial para los ortodoncistas. Además, el material utilizado podría influir en la adhesión bacteriana, acumulación de placa y el riesgo de caries. La afinidad inicial de las bacterias por las superficies sólidas se debe principalmente a interacciones electrostáticas e hidrofóbicas. Las superficies con alta energía libre superficial tienden a atraer más fácilmente bacterias como *S. mutans*, presentando una mayor capacidad de retención de placa (41).

Un factor determinante para la colonización microbiana de las superficies orales es la saliva o la película adquirida, que puede desarrollarse no solo en las superficies dentales, sino también en restauraciones, prótesis, y los componentes de los aparatos ortodóncicos. Por consiguiente, la adhesión de los microorganismos orales se ve notablemente influenciada por las interacciones entre los componentes salivales presentes en la biopelícula y las propiedades superficiales de la aparatología ortodóncica (42).

1.3.1. Streptococcus mutans y su asociación en ortodoncia

La cavidad oral alberga una diversa comunidad de microorganismos que incluye virus, protozoos, hongos, arqueas y bacterias. A diferencia de la microbiota comensal presente en otras partes del cuerpo, que generalmente coexiste en equilibrio con el huésped, la microbiota normal de la boca desempeña un papel fundamental en las dos enfermedades más prevalentes en el ser humano: la caries dental y las enfermedades periodontales (43).

Streptococcus mutans es una bacteria grampositiva en forma de coco que forma parte de la flora habitual de la cavidad bucal y se convierte en patógeno bajo circunstancias que promueven una acidificación prolongada (44). Este microorganismo se reconoce como el principal agente causal de la caries dental y se encuentra comúnmente en la cavidad bucal, desde donde puede diseminarse y, en casos severos, ocasionar endocarditis en individuos con factores de riesgo. Se ha documentado que el 25% de los pacientes que desarrollan bacteriemia de origen odontogénico tienen historial de tratamiento ortodóncico (45).

S. mutans se adapta al ambiente de bajo pH en la cavidad oral, aumentando así su producción de ácido y reduciendo aún más el pH, lo cual resulta en la formación de una placa cariogénica y eventualmente en caries (13). Pacientes sometidos a tratamiento ortodóncico experimentan cambios ambientales en la cavidad oral que favorecen un incremento en el número de *Streptococcus mutans* tanto en la saliva como en la placa dental (46).

La inserción de aparatos ortodóncicos fijos en la cavidad bucal modifica el ambiente oral y genera nuevas áreas de retención que, junto con la presencia de carbohidratos y la reducción del flujo salival, facilitan la colonización de *Streptococcus mutans*. Se ha observado una mayor acumulación de placa sobre el material de resina con el que se adhiere el bracket, en comparación con el esmalte dental (47), así como una mayor deposición de placa en el lado gingival de los brackets (48). Además, se ha documentado que los tratamientos que emplean elastómeros exhiben una mayor carga de *Streptococcus mutans* en comparación con los dientes ligados mediante alambres de ligadura de acero inoxidable (49, 50).

El aumento de *Streptococcus mutans* posterior a la colocación de dispositivos ortodóncicos puede atribuirse a la superficie irregular de estos aparatos, la cual favorece el crecimiento de bacterias acidúricas y acidogénicas que tienen afinidad por colonizar superficies rugosas (51).

1.3.2. Enfermedades en cavidad oral asociadas con ortodoncia

1.3.2.1. Lesión de mancha blanca. La desmineralización del esmalte o la aparición de lesiones de manchas blancas alrededor de los aparatos de ortodoncia constituye un efecto secundario frecuente en el tratamiento ortodóncico. El entorno bucal con aparatos fijos crea condiciones propicias para la colonización microbiana debido a su estructura inherente (52). Este aumento en la acumulación y retención de placa, junto con la reducción del pH por debajo de 5.5 debido a estos factores, incrementa el riesgo de desmineralización del esmalte adyacente al aparato (53, 54),

exacerbando los efectos de lesiones incipientes de caries preexistentes. Desde una perspectiva clínica, la formación de manchas blancas alrededor de los aditamentos ortodóncicos puede manifestarse en las primeras 4 semanas de tratamiento (3, 4, 55), y su prevalencia entre los pacientes de ortodoncia varía ampliamente, oscilando entre el 2% y el 96% (3, 56-58).

Entre los diferentes tipos de aparatos ortodóncicos fijos, los alambres juegan un papel significativo en la desmineralización del esmalte debido a su presencia continua durante todo el tratamiento ortodóncico. Las áreas de contacto entre el alambre y los soportes crean un entorno único que dificulta el acceso adecuado para la limpieza de las superficies dentales (59).

- 1.3.2.2. Caries dental. La caries dental ha sido caracterizada por la Organización Mundial de la Salud (OMS) como un proceso localizado de origen multifactorial que comienza con la desmineralización del tejido duro del diente y progresa hacia la formación de una cavidad (37). La ortodoncia se ha identificado como un factor de riesgo para la caries dental, ya que promueve condiciones propicias para la acumulación de biopelículas y dificulta la ejecución de los procedimientos habituales de higiene bucal. Además, las superficies irregulares de los soportes, bandas, alambres y otros accesorios pueden limitar los mecanismos naturales de autolimpieza oral mediante la acción de la musculatura y la saliva (60, 61).

El tratamiento ortodóncico conlleva un aumento significativo en la carga bacteriana bucal debido a las dificultades en la higiene, las alteraciones en el ambiente bucal, los cambios en el pH y el incremento en la producción de ácidos. Estos factores predisponen a la desmineralización del esmalte, la dentina y el cemento dental (8, 9). *Streptococcus mutans* ha sido identificado como el principal patógeno en este proceso, seguido por *Lactobacillus* (9, 13).

1.3.2.3. Enfermedad periodontal. Uno de los desafíos principales en ortodoncia es concluir el tratamiento con el menor impacto posible sobre la raíz y el periodonto (62). La salud periodontal desempeña un papel crucial y sirve como un indicador clave para evaluar el éxito de la terapia ortodóncica. Se ha documentado que las complicaciones periodontales son efectos secundarios frecuentes asociados con este tipo de tratamiento (63). Entre los principales efectos sobre el periodonto derivados de los tratamientos ortodóncicos se encuentran la gingivitis y el agrandamiento gingival (64).

La acumulación de placa dental en los márgenes gingivales es el principal factor etiológico de la enfermedad periodontal y la gingivitis. Tanto los aparatos de ortodoncia fijos como los removibles dificultan el mantenimiento de una adecuada higiene bucal, lo cual conduce a la acumulación de placa (65, 66). Por lo tanto, la combinación de terapia ortodóncica y una deficiente higiene oral puede ocasionar daños significativos en el periodonto (45).

Las complicaciones periodontales asociadas con la terapia ortodóncica incluyen principalmente gingivitis, periodontitis, recesión o hipertrofia gingival, pérdida de hueso alveolar, dehiscencias, fenestraciones, pliegue interdental y triángulos oscuros (67-70). Alteraciones significativas se han observado en la biopelícula dentobacteriana supragingival de individuos sometidos a tratamiento ortodóncico, incluso apenas una semana después de iniciado el mismo, tanto cualitativa como cuantitativamente (71).

Los aparatos ortodóncicos aplican fuerzas intermitentes de inclinación sobre los dientes, mientras que los aparatos fijos generan fuerzas continuas multidireccionales para movimientos de torsión, intrusión, extrusión, rotación y traslación. En respuesta a estas fuerzas, el hueso que rodea el diente experimenta procesos de reabsorción donde se ejerce presión, y formación de hueso nuevo donde hay tensión. Durante la

compresión del ligamento periodontal, se inicia una fase inicial de movimiento dental que típicamente dura de seis a ocho días. Este proceso puede llevar a la hialinización del ligamento periodontal, lo cual interrumpe temporalmente el suministro sanguíneo en un área específica y detiene transitoriamente el movimiento del diente, lo que puede provocar efectos adversos (72).

Cuando se desarrolla enfermedad periodontal, las células del sistema inmunitario se activan y secretan citoquinas proinflamatorias y especies reactivas de oxígeno (ROS). Estas sustancias pueden provocar deterioro en el hueso alveolar y en el ligamento periodontal, afectando así las estructuras de soporte dental (73). La dificultad del paciente para mantener una adecuada limpieza dental, junto con los movimientos dentales, contribuye al desarrollo y agravamiento de estas condiciones periodontales (64). **Factores de riesgo y etiología de enfermedades orales asociadas con ortodoncia**

1.3.3. Factores de riesgo y etiología de enfermedades orales asociadas con ortodoncia

La aparición de lesiones de mancha blanca en la superficie del esmalte durante el tratamiento con ortodoncia fija es el resultado de la interacción de múltiples factores. Se requiere la coexistencia de cuatro elementos principales: la presencia de placa bacteriana, la disponibilidad de carbohidratos fermentables, una superficie dental susceptible y un período de tiempo suficiente para que se desarrolle el proceso (74).

1.3.3.1. Factores microbianos. La presencia de *Streptococcus mutans* y *Lactobacillus*, junto con la formación de nuevos sitios de placa en el esmalte que rodea los accesorios de ortodoncia, es un fenómeno frecuente entre los pacientes que reciben tratamiento con aparatos ortodóncicos fijos (75-77). Este proceso puede ser aún más influenciado por la duración del tratamiento ortodóncico y la cantidad de accesorios utilizados (75).

- 1.3.3.2. Factores salivales. La cantidad y la velocidad de desmineralización del esmalte, así como la probabilidad de remineralización, están influenciadas por factores salivales como el pH, el flujo salival y la capacidad amortiguadora. La saliva también actúa como vehículo para la entrega de iones de fluoruro al esmalte y la placa dental. Los flujos adecuados de saliva facilitan la eliminación física de carbohidratos de las superficies dentales, mantienen la capacidad amortiguadora de la saliva y promueven actividades antimicrobianas. Por lo tanto, el flujo salival adecuado se considera un factor crucial para la prevención y tratamiento de la desmineralización del esmalte y la reducción de la placa dentobacteriana. Las áreas más vulnerables a la desmineralización suelen ser aquellas más expuestas a carbohidratos de la dieta y menos influenciadas por la saliva, como los dientes anteriores superiores (56). Además, la superficie lingual de los incisivos inferiores, donde el flujo salival es adecuado, tiende a ser propensa a la formación de cálculo, lo cual puede resultar en enfermedad periodontal (78).
- 1.3.3.3. Higiene oral. Los dispositivos ortodónticos fijos complican la higiene oral al limitar la capacidad de autolimpieza de la lengua, los labios y las mejillas para eliminar los residuos alimenticios en el área dental y periodontal. Esta limitación contribuye significativamente a la acumulación de restos de comida, lo que, a su vez, puede ocasionar enfermedades orales (79).
- 1.3.3.4. Dieta. A medida que aumenta la frecuencia de la ingesta de carbohidratos, tanto la superficie del órgano dental como el tejido gingival pueden quedar expuestos a episodios recurrentes de ácido, sin tiempo suficiente para la reparación, lo que conduce a una pérdida neta de minerales con el tiempo. Esto aumenta la susceptibilidad del esmalte a la desmineralización y puede predisponer a enfermedades periodontales (79).

1.4. Nanotecnología

La nanotecnología se dedica al desarrollo y aplicación de estructuras y dispositivos con dimensiones menores a 100 nm (80, 81). Según la National Nanotechnology Initiative (NNI), se define como la utilización de estructuras que poseen al menos una dimensión en la escala nanométrica para la fabricación de materiales, dispositivos o sistemas con propiedades novedosas o significativamente mejoradas debido a su tamaño reducido (82).

En el ámbito médico, la nanotecnología ha transformado la funcionalidad de los materiales al ofrecer propiedades considerablemente mejoradas gracias a su tamaño nanométrico. Además, los nanomateriales presentan una relación superficie-volumen elevada, lo que les confiere propiedades químicas y físicas únicas que no son alcanzadas por los materiales de dimensiones micro o macroscópicas (83).

1.4.1. Nanopartículas y nano-recubrimientos en ortodoncia

En los últimos años, la aplicación de la nanotecnología en ortodoncia ha optimizado los procedimientos de tratamiento haciéndolos más eficientes, rápidos, confiables y seguros (84). La cavidad oral constituye un hábitat natural para bacterias que proliferan especialmente cuando se colocan aparatos de ortodoncia, lo cual puede conducir a desmineralización del esmalte, caries y otras enfermedades orales (85).

En este contexto, se han explorado las propiedades antibacterianas de las nanopartículas en la cavidad bucal a través de dos enfoques principales: la integración de nanopartículas en materiales dentales o la aplicación de recubrimientos superficiales para prevenir la adhesión microbiana, con el objetivo general de reducir la formación de biopelícula (86-88).

Las nanopartículas son materiales con propiedades notables que se sitúan en un rango de tamaño de 1 a 100 nm, según la Organización Internacional de Normalización (ISO) (6). Esta limitación de tamaño maximiza la relación entre

superficie y masa, proporcionando características únicas (89). Específicamente, las nanopartículas metálicas en el rango de 1 a 10 nm han demostrado una alta eficacia biocida contra las bacterias (88). Con el objetivo de mitigar la proliferación bacteriana, los avances en nanotecnología han propuesto el uso de recubrimientos superficiales con nanopartículas (85).

La aplicación de recubrimientos es uno de los métodos disponibles para modificar la superficie de materiales (90). Recientemente, se han desarrollado comercialmente materiales de ortodoncia, como brackets, tubos, bandas y ligaduras, con recubrimientos nanoestructurados sintetizados con nanopartículas antibacterianas (91-93). Estos recubrimientos tienen como objetivo reducir la desmineralización del esmalte y las enfermedades periodontales al alterar las propiedades antibacterianas de la superficie metálica, previniendo así la agregación bacteriana. Además, actúan minimizando las irregularidades superficiales al funcionar como una película lubricante, lo cual facilita el deslizamiento del alambre de ortodoncia sobre el bracket. Esto conlleva a una mejora en la resistencia mecánica y en la resistencia a la corrosión (16, 17, 94).

1.4.2. Nanopartículas de plata

Las nanopartículas de plata son partículas metálicas insolubles con un tamaño inferior a 100 nm (19), compuestas por entre 20 y 15,000 átomos de plata (95), y han sido ampliamente utilizadas como agentes desinfectantes en agua, entornos hospitalarios, conservantes de alimentos y para recubrir dispositivos médicos (96).

La plata ha sido reconocida durante siglos por su capacidad antimicrobiana frente a bacterias grampositivas y gramnegativas, hongos, protozoos y ciertos virus, incluyendo cepas resistentes a los antibióticos, lo que la convierte en un material de gran relevancia en el ámbito médico (86, 97-99).

La actividad antibacteriana de las nanopartículas de plata se atribuye principalmente a la liberación de iones de plata, un fenómeno que se intensifica en partículas de menor tamaño, especialmente aquellas por debajo de los 10 nm (100). Al reducir su

tamaño a escala nanométrica, las propiedades de las nanopartículas de plata, como la dureza, el área de superficie activa, la reactividad química y la actividad biológica, se ven alteradas. Esta reducción proporciona una alta relación superficie/volumen, facilitando una mayor interacción con las membranas microbianas, lo que a su vez mejora la biocompatibilidad del material y potencia su actividad antimicrobiana (101, 102).

1.4.3. Mecanismo de acción de nanopartículas de plata

1.4.3.1. Acción antibacteriana. Las nanopartículas de plata (AgNP's) han demostrado un efecto antibacteriano de amplio espectro contra organismos grampositivos, gramnegativos y varias cepas resistentes a los medicamentos (103). Los mecanismos de acción más comunes involucran la absorción de iones de plata libres, que interrumpen la síntesis de moléculas de ATP, previenen la replicación del ADN y/o inducen la formación de especies reactivas de oxígeno (ROS). Las ROS son productos químicos generados durante la reducción incompleta del oxígeno molecular y, en niveles moderados, actúan como moléculas de señalización críticas en la modulación de funciones fisiológicas, incluidas las respuestas inflamatorias. Sin embargo, en niveles elevados, las ROS pueden ejercer efectos tóxicos al oxidar directamente macromoléculas biológicas como proteínas, ácidos nucleicos y lípidos (104-106).

La actividad antibacteriana de las AgNP's se atribuye principalmente a la liberación de iones Ag^+ (100). Estos iones interactúan principalmente con el azufre presente en las proteínas de la membrana bacteriana, provocando la precipitación de proteínas y alterando la permeabilidad de la membrana citoplasmática. Este proceso conduce a un daño celular inmediato con efectos bactericidas, así como a efectos bacteriostáticos residuales (101, 107). Además, se ha comprobado que las nanopartículas pueden interactuar con segmentos de fósforo del ADN, inhibiendo su replicación y suprimiendo la expresión de proteínas y enzimas asociadas (105, 106, 108, 109).

1.4.3.2. Acción antiviral. Las nanopartículas de plata (AgNP's) se utilizan para prevenir infecciones virales bloqueando el contacto del virus con las células y sus pasos de entrada, o inactivando directamente el virus (81, 110-112). Se ha sugerido que las AgNP's pueden unirse a proteínas externas del virus, impidiendo su unión y replicación (113).

Principalmente, las AgNP's interactúan físicamente con el virus libre o con partículas virales unidas a células. De este modo, las AgNP's pueden ejercer un efecto viricida al inactivar las partículas virales infecciosas o alterar morfológicamente el virión. También pueden inhibir las primeras etapas de la replicación viral, como la unión del virus y su proceso de penetración en la célula huésped. La capacidad de las AgNP's para alterar partículas virales o inhibir los procesos de unión y entrada viral representa estrategias muy prometedoras para la biomedicina (114).

1.4.3.3. Acción antifúngica. Las nanopartículas de plata (AgNP's) ejercen su acción antifúngica mediante la destrucción de la integridad de la membrana celular, lo cual inhibe el crecimiento celular (115). Se ha demostrado que la toxicidad de las AgNP's está asociada tanto a la vía mediada por especies reactivas de oxígeno (ROS), que induce la disfunción mitocondrial y apoptosis celular, como a una vía independiente de ROS que también conduce a la muerte celular (116). De manera similar a su efecto antibacteriano, las AgNP's interfieren con la integridad y fluidez de la membrana, así como con el crecimiento y el ciclo celular de especies fúngicas, incluyendo *Candida*, un género de hongos patógenos que puede causar infecciones oportunistas en humanos (115, 116). Por consiguiente, las AgNP's pueden ser utilizadas como agentes para prevenir infecciones fúngicas relacionadas con las estructuras bucales (117).

1.4.4. Recubrimientos con nanopartículas de plata en ortodoncia

Las nanopartículas de plata han sido ampliamente utilizadas en la ortodoncia como materiales de recubrimiento, una técnica destinada a mejorar las propiedades biológicas y mecánicas de las superficies de los materiales utilizados (21, 91). Estos recubrimientos contribuyen significativamente a la reducción de la fricción, la rugosidad superficial, la corrosión y mejoran la resistencia mecánica de los dispositivos ortodóncicos. Además, ofrecen beneficios adicionales como la prevención de la adhesión microbiana, la protección contra la desmineralización del esmalte, la prevención de caries y enfermedades periodontales, así como el control eficaz de las fuerzas durante los movimientos ortodóncicos (16-20).

Las nanopartículas de plata (AgNP's) modifican positivamente las propiedades físicas y químicas de los materiales utilizados en ortodoncia, lo que contribuye a optimizar su desempeño clínico (118-120). Estos recubrimientos de plata son comúnmente empleados debido a su biocompatibilidad, efecto antimicrobiano superior y características antibióticas eficaces contra microorganismos resistentes a los antibióticos (121-124). Además, se destacan por su falta de efectos citotóxicos, mutagénicos o irritativos significativos (125).

Los nanorecubrimientos en arcos de ortodoncia no solo reducen e inhiben el crecimiento bacteriano, sino que también minimizan las fuerzas de fricción entre el alambre de ortodoncia y los brackets, lo que puede aumentar el movimiento dental deseado y acortar así el tiempo de tratamiento. Las nanopartículas se han utilizado como componentes de lubricantes secos, materiales de fase sólida capaces de reducir la fricción entre dos superficies deslizantes sin necesidad de un medio líquido (126). De esta manera, se logra disminuir la fricción que se genera durante la mecánica de deslizamiento en la terapia ortodóncica (127, 128).

Se han propuesto los recubrimientos de nanopartículas de plata (AgNP's) como el tipo de material más eficaz entre las nanopartículas para prevenir el crecimiento de *Streptococcus mutans* alrededor de brackets y alambres (20, 103, 129). Diversos

estudios han demostrado que la modificación de la aparatología de ortodoncia con recubrimientos de nanopartículas de plata es efectiva para prevenir el desarrollo de placa dental y reducir la adhesión de *S. mutans*, bacteria identificada como el principal patógeno en la caries dental. Esto subraya las propiedades antibacterianas de las nanopartículas de plata y su potencial uso en la prevención de enfermedades orales (45, 130-136).

Investigaciones previas han demostrado que los recubrimientos con nanopartículas de plata presentan la capacidad de liberar iones de plata de manera sostenida durante un período de 4 a 7 meses, sin que el tamaño de las AgNP's afecte significativamente su eficacia antibacteriana a largo plazo. Por lo tanto, los recubrimientos con nanopartículas de plata representan una alternativa prometedora para el desarrollo de nuevos biomateriales en ortodoncia (125, 137-139).

1.4.5. Métodos para generar nano recubrimientos

Con el desarrollo de la nanotecnología, la nanomodificación ha brindado nuevas oportunidades para la modificación de la superficie de los materiales dentales. Mediante el uso de materiales con estructuras a escala nanométrica y nanorecubrimientos, las superficies metálicas dentales pueden adquirir propiedades específicas que potencian y dirigen diversos procesos biológicos, ofreciendo soluciones innovadoras a problemas clínicos (140).

A continuación, se exponen diversos métodos existentes para la incorporación de nanopartículas en distintos materiales.

1.4.5.1. Deposición física de vapor (PVD). La deposición física de vapor es un método utilizado en sistemas de vacío, donde el material se calienta a temperaturas cercanas a su punto de fusión o sublimación (141, 142).

El proceso de PVD es un método de deposición atómica en el cual un material se evapora desde una fuente líquida o sólida en forma de átomos

o moléculas y se transporta como vapor a través de un vacío o un ambiente gaseoso (plasma) de baja presión hasta el sustrato, donde se condensa. Estas capas pueden ser simples o compuestas por múltiples materiales, con espesores que pueden variar desde películas finas inferiores a 1 micrómetro hasta recubrimientos superiores a 1 micrómetro (91, 141, 143). La deposición física de vapor se puede dividir en distintas categorías: evaporación (deposición al vacío) y deposición por pulverización catódica (142).

- 1.4.5.1.1. Evaporación (deposición al vacío). La evaporación o deposición al vacío constituye el método más simple utilizado en la deposición física de vapor. Este proceso se realiza en un entorno de vacío controlado, donde el material se calienta hasta alcanzar temperaturas próximas a su punto de fusión o sublimación (141, 142).
- 1.4.5.1.2. Deposición por pulverización catódica. La deposición por pulverización es un proceso en el cual se depositan partículas vaporizadas desde una superficie mediante pulverización física. Este método implica el bombardeo de partículas energéticas de tamaño atómico que provocan la expulsión de vapor de átomos o moléculas desde una superficie sólida, las cuales consisten en iones provenientes de un material gaseoso (142, 144).
- 1.4.5.2. Deposición química de vapor (CVD). La deposición química de vapor (CVD) es un proceso avanzado en el que un precursor gaseoso se introduce en una cámara que contiene sustratos calentados para depositar un recubrimiento sobre ellos. Durante este proceso, se generan productos químicos y subproductos que son evacuados de la cámara junto con los gases precursores no reaccionados. Los métodos tradicionales de CVD requieren temperaturas elevadas (entre 600 y 900°C) para facilitar las reacciones químicas necesarias, lo cual puede limitar su aplicabilidad en ciertos contextos (142, 145, 146).

Este método se destaca por su capacidad para producir recubrimientos protectores y permeables en forma de finas películas. El CVD ofrece altas tasas de deposición y es versátil en términos de los materiales que puede emplear, permitiendo la creación de objetos con un alto grado de pureza (142, 145, 146). A nivel atómico y nanométrico, el CVD posibilita la fabricación de materiales con un control estructural preciso, y permite la producción de recubrimientos de una sola capa, multicapa, compuestos, nanoestructurados y funcionalmente clasificados, todos con dimensiones cuidadosamente controladas (147).

- 1.4.5.3. Electrodeposición. La electrodeposición es una técnica electroquímica utilizada para recubrir superficies mediante la aplicación de un campo eléctrico (148). En este procedimiento, la superficie a recubrir actúa como el electrodo negativo o cátodo dentro de una celda que contiene un electrolito adecuado. Este electrolito, generalmente una solución acuosa de una sal metálica, facilita el paso de la corriente eléctrica y se mantiene a una temperatura controlada (91, 140, 149-151).

Para completar el circuito eléctrico, se utiliza un ánodo ubicado en proximidad al cátodo. Cuando se aplica una corriente continua y de baja intensidad, los iones cargados positivamente presentes en el electrolito se desplazan hacia el cátodo. Durante este proceso, estos iones experimentan una transformación a átomos de metal, que se depositan en la superficie del cátodo (91, 140, 149-151).

La electrodeposición se utiliza extensamente en la galvanización de diversos materiales, incluidas aleaciones metálicas, semiconductores, óxidos metálicos, nanomateriales y polímeros conductores. La estructura final y la morfología de los depósitos obtenidos dependen en gran medida del sustrato utilizado y de las condiciones electroquímicas específicas del electrolito (148).

1.4.5.4. Deposición mediante suero corporal simulado (SBF). La deposición de recubrimientos en fluidos fisiológicos simulados (SBF) es un método avanzado para sintetizar capas superficiales en materiales biomiméticos mediante la inmersión en un medio diseñado para replicar la composición inorgánica del plasma sanguíneo humano (152, 153). Este proceso se realiza a temperatura y pH fisiológicos, permitiendo la obtención de recubrimientos bioactivos con estructuras cristalinas similares a la apatita ósea (154).

El método biomimético puede implementarse de manera estática o dinámica, dependiendo de las concentraciones de iones calcio y fosfato en la solución empleada (152, 155, 156). En el modo estático, el recipiente permanece sin agitación y es adecuado para disoluciones con concentraciones similares al SBF original desarrollado por *Kokubo* (152). En contraste, el modo dinámico se utiliza con soluciones que presentan concentraciones más altas de estos iones (155, 156).

La composición del SBF exhibe variaciones entre sus diferentes formulaciones, si bien comparten la presencia esencial de iones como Na^+ , K^+ , Mg^{2+} , Ca^{2+} , Cl^- , HCO_3^- , HPO_4^{2-} y SO_4^{2-} . Las divergencias entre las variantes se concentran principalmente en las concentraciones de iones Cl^- y HCO_3^- (152, 157).

Este enfoque presenta diversas ventajas significativas. Su capacidad para operar a baja temperatura lo hace especialmente adecuado para sustratos sensibles al calor (158). Además, su flexibilidad operativa posibilita la conformación de recubrimientos en geometrías complejas y porosas (154), así como la generación de recubrimientos con composiciones químicas que imitan estructuras biológicas relevantes.

La simplicidad tecnológica de su implementación y la ausencia de requisitos especiales de instalación facilitan considerablemente su aplicación práctica (159-163). Por estas razones, este método ha sido adoptado en una variedad de materiales, incluyendo cerámicas (153, 164-166), metales (167) y polímeros (168-171), demostrando su potencial para contribuir significativamente al desarrollo de recubrimientos biomédicos y biomateriales avanzados.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los arcos utilizados en ortodoncia enfrentan desafíos significativos debido a la biocorrosión y la acumulación de placa, fenómenos asociados al tratamiento ortodóncico que favorecen la colonización microbiana, siendo la adhesión bacteriana el principal factor contribuyente a la degradación de los materiales. La bacteria *Streptococcus mutans* se ha identificado como el principal agente patógeno y su aumento se atribuye a la superficie irregular que presentan estos aparatos, lo cual favorece el crecimiento de bacterias acidúricas y acidogénicas que tienen afinidad por colonizar superficies rugosas (9, 13, 34, 35, 45, 51).

Estos factores comprometen la eficacia del tratamiento ortodóncico, aumentando así el riesgo de complicaciones como la caries dental y enfermedades periodontales, así como la integridad estructural y funcional de los materiales utilizados (1, 2). Por lo tanto, es crucial explorar estrategias innovadoras que mejoren la biocompatibilidad y la resistencia mecánica de los materiales ortodóncicos.

2.1. Pregunta de investigación

¿Es posible disminuir el crecimiento bacteriano de *S. mutans* mediante la modificación de superficie en un arco ortodóncico recubierto con nanopartículas y, con ello, mejorar sus propiedades mecánicas?

3. JUSTIFICACIÓN

El tratamiento de ortodoncia se encuentra asociado con un aumento de colonización bacteriana, siendo el principal agente la bacteria *Streptococcus mutans* (50-52, 75, 76, 78, 79, 172, 173).

Con la finalidad de mejorar las propiedades de los aparatos ortodóncicos se han propuesto los recubrimientos de nanopartículas de plata (AgNP's) como el tipo de material más eficaz entre las nanopartículas para prevenir el crecimiento de *Streptococcus mutans* alrededor de brackets y alambres (20, 103, 129).

Diversos estudios han demostrado la capacidad de los recubrimientos de AgNP's de liberar iones de plata de manera prolongada, manteniendo un efecto antimicrobiano efectivo sin alteraciones significativas en el tamaño y estabilidad de las partículas (137-139). Este hallazgo resulta beneficioso para un recubrimiento con nanopartículas de plata en arcos de ortodoncia, dado que el tiempo promedio de uso clínico de los arcos oscila entre 2 a 3 meses (174).

Se propone el desarrollo de un modelo experimental focalizado en el análisis y comparación de arcos ortodóncicos de NiTi recubiertos con nanopartículas de plata, sintetizadas mediante suero corporal simulado (SBF), en comparación con arcos de NiTi sin recubrimiento. El propósito de este estudio es evaluar la estabilidad y efectividad de los recubrimientos de nanopartículas de plata sintetizadas mediante suero corporal simulado en arcos de NiTi, posterior a ser sometidos bajo condiciones simuladas de saliva artificial y en contacto con *Streptococcus mutans*. Este estudio pretende presentar una alternativa de tratamiento prometedora en el ámbito de la ortodoncia fija.

4. HIPOTÉISIS

4.1. Hipótesis de investigación

Los arcos de NiTi recubiertos con nanopartículas de plata, sintetizados mediante suero corporal simulado (SBF), exhiben una liberación de iones estable, un efecto antimicrobiano prolongado frente a la bacteria *S. mutans* y muestran una menor degradación estructural bajo condiciones simuladas, en comparación con arcos sin recubrimiento.

4.2. Hipótesis nula

Los arcos de NiTi recubiertos con nanopartículas de plata, sintetizados mediante suero corporal simulado (SBF), no exhiben una liberación de iones estable, un efecto antimicrobiano prolongado frente a la bacteria *S. mutans* y no muestran una menor degradación estructural bajo condiciones simuladas, en comparación con arcos sin recubrimiento.

5. OBJETIVO GENERAL

Evaluar la estabilidad y efectividad de recubrimientos de nanopartículas de plata sintetizadas en suero corporal simulado (SBF), mediante la caracterización y comparación de propiedades morfológicas y químicas de arcos recubiertos con AgNP's, frente a arcos no expuestos a procedimiento con SBF, posterior a ser sometidos bajo condiciones simuladas de saliva artificial y en contacto con *Streptococcus mutans*, en distintos intervalos de tiempo.

6. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Obtener recubrimientos previamente sintetizados en suero corporal simulado (SBF) en presencia de nanopartículas de plata en arcos de NiTi.
- Recuperar cepa ATCC de *Streptococcus mutans*.
- Establecer la concentración mínima inhibitoria (CMI) de nanopartículas de plata necesaria para inhibir el crecimiento de *S. mutans*, mediante la exposición bacteriana a soluciones con distintas concentraciones de AgNP's.
- Preparar soluciones bacterianas de *Streptococcus mutans* y saliva artificial de manera estandarizada y reproducible. Posteriormente, colocar arcos de NiTi con y sin recubrimiento de nanopartículas de plata en estos medios durante intervalos de tiempo definidos de 0 horas, 24 horas, 15 días y 30 días.
- Realizar una caracterización detallada mediante microscopía electrónica de barrido (SEM) y espectroscopía de energía dispersiva (EDS) para analizar la morfología y composición de los arcos de NiTi con y sin recubrimiento de nanopartículas de plata.
- Comparar las propiedades superficiales, morfológicas y químicas de los arcos de NiTi con nanopartículas de plata frente a los arcos de NiTi sin recubrimiento, utilizando los datos obtenidos de la caracterización microscópica.
- Determinar asociación de efecto antimicrobiano de nanopartículas de plata ante la cepa bacteriana de *Streptococcus mutans* y la estabilidad de la liberación de iones de plata en un periodo prolongado.

7. METODOLOGÍA

7.1. Tipo de estudio:

Experimental.

7.2. Diseño de estudio:

Longitudinal.

7.3. Población de estudio o muestra:

- **Grupo de estudio:** Cuatro arcos de 1 cm de largo de NiTi recubiertos con nanopartículas de plata sintetizadas mediante suero corporal simulado (SBF).
- **Grupo control:** Cuatro arcos de 1 cm de largo de NiTi sin nanopartículas.

7.4. Lugar de realización:

Chihuahua, Chihuahua, México, en la Facultad de Odontología, Facultad de Ciencias Químicas de la Universidad Autónoma de Chihuahua y Centro de Investigación en Materiales Avanzados (CIMAV).

7.5. Criterios de selección:

CRITERIOS

INCLUSIÓN:

Cepa bacteriana ATCC de *Streptococcus mutans*. Clarke ATCC 25175 (Científica Senna SA de CV.).

Saliva artificial de marca Viarden Lab.

Arcos de NiTi, recubiertos con nanopartículas de plata sintetizadas mediante suero corporal simulado, y arcos de NiTi sin nanopartículas

de plata, que además cumplan con las siguientes características:

- Calibre .018 de 1 cm de largo.
 - Marca American Orthodontics®, (Sheboygan, Wisconsin, EE. UU.).
 - Recién salidos de empaque.
 - No manipulados previamente por mano desnuda.
-

EXCLUSIÓN:

Cepa bacteriana ATCC distinta a *Streptococcus mutans*.

Solución que no sea saliva artificial y marca Viarden Lab.

Arcos fabricados con materiales que no sean aleación de NiTi.

Arcos de NiTi recubiertos con nanopartículas de plata que no hayan sido sintetizadas mediante suero corporal simulado (SBF).

Arcos de calibre distinto a .018 y mayor o menor a 1 cm de largo.

Arcos de marca distinta a American Orthodontics.

Arcos dañados o fuera de empaque.

Arcos manipulados anteriormente.

ELIMINACIÓN:

Arcos contaminados.

Arcos dañados en el proceso de manipulación del experimento.

Manipulación fallida de preservación y recuperación de cepa bacteriana ATCC de *S. mutans*.

Cepa bacteriana ATCC de *S. mutans* sin certificado de bioseguridad.

Arcos que hayan pasado menor o mayor tiempo del intervalo previamente determinado en saliva artificial y en contacto con cultivo bacteriano.

7.6. Operación de las variables:

Crecimiento bacteriano de *Streptococcus mutans*, cambios en topografía superficial y composición de elementos químicos en arcos de NiTi recubiertos con nanopartículas de plata sintetizadas mediante suero corporal simulado (SBF) y arcos sin recubrimiento sometidos bajo condiciones simuladas.

	Arcos de NiTi con nanopartículas de plata.
Nominales:	
	Arcos de NiTi sin nanopartículas de plata.
Cualitativas	Presencia o ausencia de inhibición bacteriana.
Ordinales:	
	Categorización de incremento de

	irregularidad superficial observada mediante microscopia electrónica de barrido, mínimo, moderado y severo.
Cuantitativas	<p>Discretas: Concentración mínima inhibitoria (CMI) de AgNP's biosintetizadas en contacto con la cepa bacteriana <i>S. mutans</i>.</p> <p>Continuas: Cuantificación de elementos químicos de arcos de estudio y control.</p>

7.7. Materiales:

- Cuatro arcos de NiTi de calibre .018 y 1 cm de largo, marca American Orthodontics© (Sheboygan, Wisconsin, EE. UU.), recubiertos con nanopartículas de plata previamente sintetizadas mediante suero corporal simulado (SBF), dispuestos por el departamento de Posgrado e Investigación de la Universidad Autónoma de Chihuahua.
- Cuatro arcos de NiTi sin nanopartículas de plata, de calibre .018 y 1 cm de largo, marca American Orthodontics© (Sheboygan, Wisconsin, EE. UU.).
- Nanopartículas de plata (Silver, nanopowder <150 nm, 99%, Sigma-Aldrich®; Merck KGaA, Darmstadt, Germany).
- Cepa *Streptococcus mutans* Clarke ATCC 25175 (Científica Senna SA de CV.).
- Saliva artificial (Viarden Lab 500 ml).
- Microtubo de 2 ml.
- Microaerofilia a 37°C.
- Agar sangre.

- 0.5 McFarland.
- Buffer de fosfatos.
- Caldo BHI.
- Placa de 96 pozos.
- Cámara profesional CANON Rebel T6.
- Lente macro de 100 mm de la marca CANON.
- Microscopio electrónico de barrido JEOL 6010 Plus CIMAV.

7.8. Métodos:

7.8.1. Preparación previa de suero de suero corporal simulado (SBF)

Se realizó el pesaje de cada reactivo indicado en la Tabla 1 utilizando una báscula analítica de precisión (Modelo VE-204, Cyrlab; Torres, Torreón, México). Posteriormente, se procedió a disolver cada componente uno por uno en un vaso de precipitados sobre un agitador magnético, siguiendo el orden indicado en la Tabla 1 para prevenir la precipitación.

Tabla 1. Composición de suero corporal simulado.

Componentes	Cantidad
NaCl	8.035 g
NaHCO₃	0.355 g
KCl	0.225 g
KH₂PO₄·3H₂O	0.231 g
MgCl₂·6H₂O	0.311 g
CaCl₂	0.292 g
Na₂SO₄	0.072 g
Tris	6.118 g
HCL 1.0M	39.00 ml
H₂O	1000 ml

Una vez disueltos, los componentes se agitaron en una incubadora a una temperatura de 36.5°C hasta obtener una mezcla homogénea. Posteriormente, se añadió la solución tampón Tris indicada (6.188 g) y se procedió al ajuste del pH.

Para este ajuste, la disolución se calentó nuevamente hasta alcanzar la temperatura de 36.5°C. Una vez alcanzada esta temperatura, se añadió la solución de ácido clorhídrico (HCl 1.0 M, 39.00 mL) con agitación continua hasta alcanzar un pH final de 7.4. La cantidad de HCl añadido depende de la cantidad de cada sal y de la concentración real de HCl, la cual puede variar ligeramente y no ser exactamente 1.0 M.

7.8.2. Incorporación de AgNP's

Una vez preparado el SBF, se colocaron las muestras en un contenedor con tapa, donde se añadió el fluido y las nanopartículas de plata (Silver, nanopowder <150 nm, 99%, Sigma-Aldrich®; Merck KGaA, Darmstadt, Germany) hasta cubrir completamente todas las muestras de alambre. Posteriormente, se cerró el contenedor y se colocó en una incubadora en modo estático durante 1 a 2 semanas, permitiendo la evaporación completa de la solución.

7.8.3. Pruebas microbiológicas

Se recuperó la cepa ATCC *Streptococcus mutans* Clarke 25175 (Científica Senna S.A. de C.V.) en agar sangre, incubándola en condiciones de microaerofilia a 37°C durante 24 horas (Fig. 1 y 2). A partir del cultivo de la cepa de *Streptococcus mutans*, se preparó una suspensión bacteriana de 1 mL ajustada a 0.5 en la escala de McFarland en buffer de fosfatos (Fig. 3). Posteriormente, se realizó una dilución 1:100 agregando 20 µL de la suspensión 0.5 McFarland a un tubo con 1.98 mL de medio BHI, para ser usada posteriormente.



Fig 1. Recuperación de cepa de Streptococcus mutans Clarke ATCC. Fuente propia.

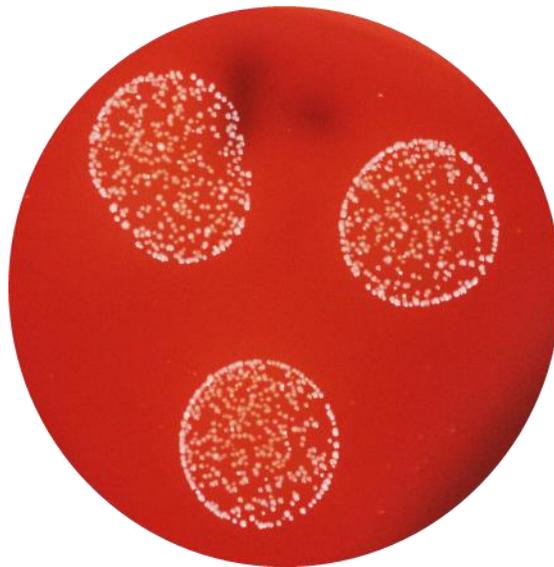


Fig 2. Cultivo de cepa de Streptococcus mutans Clarke ATCC. Fuente propia.

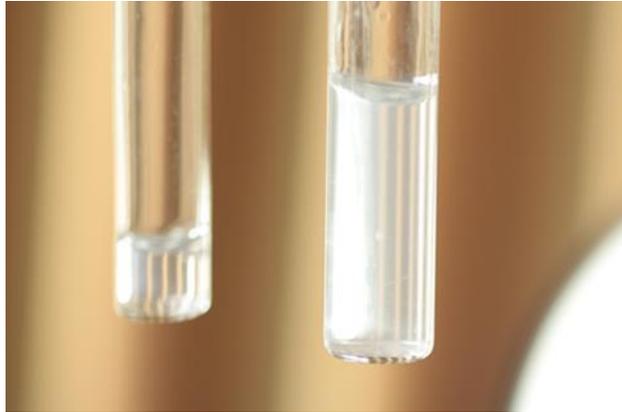


Fig 3. Ajuste de estándar McFarland en BHI al 0.5. Fuente propia.

7.8.4. Pruebas de laboratorio

Para simular el ambiente bucal, se utilizó saliva artificial a un pH de 7. Los arcos fueron colocados en microtubos de 2 mL llenos con saliva artificial (Viarden Lab) (Fig. 4). Se llevó a cabo el mismo procedimiento para los diferentes arcos de estudio y control en distintos tiempos de exposición: 0 horas, 24 horas, 15 días y 30 días (Tabla 2). La saliva artificial fue renovada cada 72 horas bajo condiciones de esterilidad.



Fig 4. Colocación de arco en saliva artificial. Fuente propia.

Con la suspensión preparada de *Streptococcus mutans*, se añadió 1 mL a un tubo que contenía 1 mL de medio BHI y se introdujo un fragmento de arco de 1 cm después de haber sido expuesto con saliva artificial durante el tiempo de exposición determinado dentro del microtubo (Fig. 5). Posteriormente, se incubó la suspensión bacteriana con el arco a 37 °C durante 24 horas. Se determinó la inhibición del crecimiento bacteriano observando macroscópicamente el crecimiento en el caldo mediante la turbidez del medio.



Fig 5. Colocación de arco en solución preparada con *Streptococcus mutans* durante 24 horas.
Fuente propia.

Tabla 2. Detalle de condiciones experimentales para estudios con arcos de NiTi con y sin AgNP's.

Tipo de grupo	Número y características de alambres	Tiempo de exposición en saliva artificial	Tiempo de exposición en contacto con bacteria
Estudio 1	1 arco de NiTi con AgNP's	0 horas	24 horas
Estudio 2	1 arco de NiTi con AgNP's	24 horas	24 horas
Estudio 3	1 arco de NiTi con AgNP's	0 horas	24 horas
Estudio 4	1 arco de NiTi con AgNP's	24 horas	24 horas
Control 1	1 arco de NiTi sin AgNP's	15 días	24 horas
Control 2	1 arco de NiTi sin AgNP's	30 días	24 horas
Control 3	1 arco de NiTi sin AgNP's	15 días	24 horas
Control 4	1 arco de NiTi sin AgNP's	30 días	24 horas

7.8.5. Preparación de solución con nanopartículas de plata

Se elaboró una solución de AgNP's para determinar la concentración mínima inhibitoria (CMI) de *Streptococcus mutans* ATCC 25175. Se procedió con el pesaje de las nanopartículas de plata y se preparó una solución base de 2048 µg/mL, la cual fue suspendida en 1 mL de medio BHI.

Se utilizó la solución de AgNP's preparada para realizar diluciones subsecuentes de 1024 µg/mL, 512 µg/mL, 256 µg/mL, 128 µg/mL, 64 µg/mL, 32 µg/mL, 16 µg/mL, 8 µg/mL, 4 µg/mL y 2 µg/mL. Además, se prepararon soluciones de control de crecimiento y esterilidad. Cada una de estas soluciones mencionadas previamente se realizó por triplicado y se colocaron 50 µL de cada una de ellas en cada pocillo correspondiente. A cada pocillo a probar se le agregaron 50 µL de una dilución de 1:100 del 0,5 McFarland de *Streptococcus mutans* y se incubaron durante 24 horas a 37 °C. El número de pocillos fue determinado por la concentración de AgNP's en la solución, comenzando desde el 1 hasta el 10 (ver Tabla 3). Para indicar el tipo de prueba correspondiente a cada concentración, se utilizó la letra A) para la prueba 1, B) para la prueba 2 y C) para la prueba 3 (Tabla 3).

Tabla 3. Clasificación de concentraciones de soluciones de AgNP's mediante disposición en pocillos numerados y etiquetados por letras.

Concentración ($\mu\text{g/ml}$)	Número de pocillo	Prueba correspondiente	Tiempo de exposición en contacto con bacteria
1024 $\mu\text{g/ml}$	1	A, B y C	24 horas
512 $\mu\text{g/ml}$	2	A, B y C	24 horas
256 $\mu\text{g/ml}$	3	A, B y C	24 horas
128 $\mu\text{g/ml}$	4	A, B y C	24 horas
64 $\mu\text{g/ml}$	5	A, B y C	24 horas
32 $\mu\text{g/ml}$	6	A, B y C	24 horas
16 $\mu\text{g/ml}$	7	A, B y C	24 horas
8 $\mu\text{g/ml}$	8	A, B y C	24 horas
4 $\mu\text{g/ml}$	9	A, B y C	24 horas
2 $\mu\text{g/ml}$	10	A, B y C	24 horas

7.8.6. Caracterización

Al concluir las pruebas microbiológicas y de laboratorio, se realizó un análisis mediante microscopía electrónica de barrido (SEM), espectroscopía de energía dispersiva (EDS) y análisis de cuantificación de elementos químicos (Fig. 6).



Fig 6. Arcos preparados para su caracterización posterior a la finalización de pruebas microbiológicas y de laboratorio. Fuente propia.

7.9. Análisis estadístico:

Se realizó un análisis del coeficiente de determinación R^2 en relación con los datos estadísticos sobre la influencia de las nanopartículas de plata en el crecimiento de *S. mutans*.

7.10. Aspectos éticos:

7.10.1. Ámbito de uso

Los materiales provenientes de ATCC están destinados exclusivamente para el uso de investigación por parte del adquirente, sin permiso para su aplicación en seres humanos. No se utilizarán para ningún uso comercial sin antes obtener una licencia de uso comercial de la ATCC. El uso puede estar sujeto a restricciones impuestas por contribuyentes, propietarios de patentes o entidades gubernamentales, y ATCC no garantiza estas restricciones. Se prohíbe el uso de los materiales ATCC de manera que infrinja patentes vigentes. El adquirente asume la responsabilidad exclusiva de identificar y obtener cualquier licencia necesaria de terceros.

7.10.2. Transferencias

La distribución, venta, transferencia o disponibilidad de los materiales ATCC a cualquier entidad, incluyendo sus filiales, está prohibida sin la aprobación previa y por escrito de ATCC. Cualquier transferencia autorizada debe incluir el acuerdo del beneficiario para adherirse a los términos y condiciones establecidos.

7.10.3. Cumplimiento de las leyes

El adquirente es responsable de cumplir con todas las leyes aplicables, tanto nacionales como internacionales, incluyendo regulaciones de exportación de los Estados Unidos. Además, es su responsabilidad obtener las licencias y aprobaciones necesarias de las autoridades gubernamentales para el manejo, almacenamiento, eliminación, transferencia y uso de los materiales ATCC por parte del adquirente o sus beneficiarios.

7.10.4. Derechos de propiedad

La ATCC y/o sus contribuyentes conservarán la propiedad de todos los derechos sobre los materiales ATCC. En cualquier publicación que derive información de estos materiales, el adquirente reconoce citar a la ATCC como proveedor y otorgar el crédito correspondiente.

El adquirente reconoce que las marcas registradas de ATCC son propiedad exclusiva de esta entidad, incluyendo sus marcas, nombres comerciales, logotipos, números de catálogo y designaciones específicas.

7.10.5. Limitación de responsabilidad

La Universidad Autónoma de Chihuahua ha facilitado el desarrollo de la investigación y todos los participantes han proporcionado el consentimiento necesario para la manip

8. RESULTADOS

8.1. Análisis estadístico

Las nanopartículas presentan una morfología homogénea y los datos de correlación R^2 establecen la existencia de una relación positiva con un valor de 1, lo que demuestra que el sistema de interacción de la formación de nanopartículas de plata y bacterias de *S. mutans* puede ser replicado en un 100% (Fig. 7). Además, las nanopartículas presentan una media de 1.967 y una desviación estándar de 3.745.

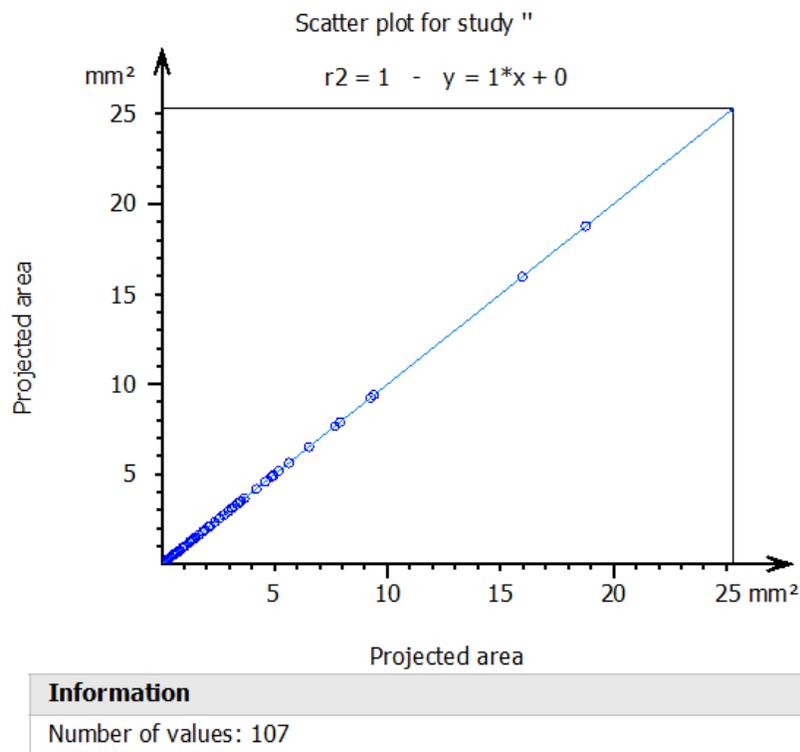


Fig 7. Relación entre las nanopartículas de plata y el crecimiento de *S. mutans*: Análisis del coeficiente de determinación R^2 . Fuente propia.

8.2. Análisis microbiológicos

Se llevó a cabo el estudio de las soluciones con contenido de AgNP's biosintetizadas en contacto con la cepa bacteriana *S. mutans* (Fig. 8 y 9) y se detallaron los resultados (Tabla 4). Se observó que concentraciones altas de AgNP's (1024 µg/mL, 512 µg/mL, 256 µg/mL) mostraron inhibición del crecimiento bacteriano en las tres soluciones evaluadas por triplicado.

La concentración de 128 µg/mL mostró un efecto mixto: dos de las tres soluciones exhibieron inhibición del crecimiento bacteriano, mientras que una de ellas no mostró inhibición. Esto sugiere que la efectividad de esta concentración puede variar dependiendo de las condiciones específicas o la sensibilidad del organismo o células evaluadas. En contraste, las concentraciones más bajas de AgNP's (64 µg/mL hasta 2 µg/mL) no mostraron inhibición del crecimiento celular en ninguna de las tres soluciones evaluadas por triplicado.

Los resultados indican que las concentraciones más altas de AgNP's fueron efectivas para inhibir el crecimiento bacteriano, mientras que las concentraciones más bajas no mostraron un efecto inhibitorio significativo bajo las condiciones experimentales empleadas. Con base en los resultados obtenidos, se estableció una concentración mínima inhibitoria (CMI) de 128 µg/mL.

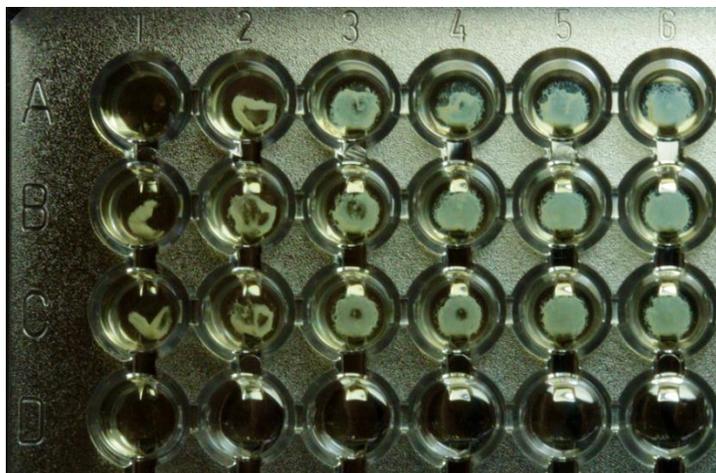


Fig 8. Efecto de concentraciones de AgNP's en el crecimiento de *S. mutans*. Se observa un efecto inhibitorio de crecimiento bacteriano a partir del pocillo número 1, 2 y 3, correspondientes a concentraciones de 1024 $\mu\text{g/ml}$, 512 $\mu\text{g/ml}$ y 256 $\mu\text{g/ml}$ respectivamente, en las tres soluciones evaluadas por triplicado (A, B y C). Además, el pocillo número 4, correspondiente a 128 $\mu\text{g/ml}$, mostró inhibición en la prueba 1 (A) y la prueba 3 (C). Los pocillos 5 y 6, correspondientes a 64 $\mu\text{g/ml}$ y 32 $\mu\text{g/ml}$ respectivamente, no presentaron inhibición bacteriana. Fuente propia.

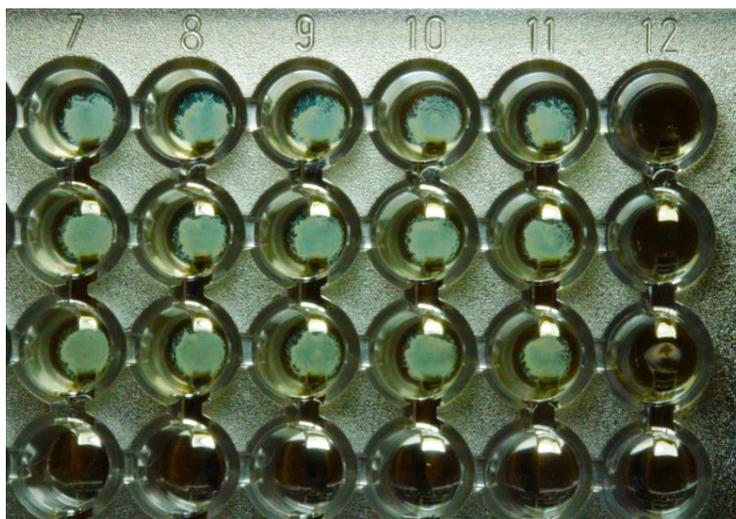


Fig 9. Efecto de concentraciones de AgNP's en el crecimiento de *S. mutans*. Se observa un efecto inhibitorio nulo en los pocillos número 7, 8, 9 y 10, correspondientes a concentraciones de 16 $\mu\text{g/ml}$, 8 $\mu\text{g/ml}$, 4 $\mu\text{g/ml}$ y 2 $\mu\text{g/ml}$ respectivamente, en las tres soluciones evaluadas por triplicado (A, B y C). Fuente propia.

Tabla 4. Evaluación del efecto inhibitorio de AgNP's biosintetizadas sobre *S. mutans* a diversas concentraciones.

Concentración ($\mu\text{g/ml}$)	Cantidad de soluciones realizadas	Inhibición de crecimiento	Cantidad de soluciones con inhibición	Tiempo de exposición en contacto con bacteria
1024 $\mu\text{g/ml}$	3	<i>Presencia</i>	3	24 horas
512 $\mu\text{g/ml}$	3	<i>Presencia</i>	3	24 horas
256 $\mu\text{g/ml}$	3	<i>Presencia</i>	3	24 horas
128 $\mu\text{g/ml}$	3	<i>Presencia</i>	2/3	24 horas
64 $\mu\text{g/ml}$	3	<i>Ausencia</i>	0	24 horas
32 $\mu\text{g/ml}$	3	<i>Ausencia</i>	0	24 horas
16 $\mu\text{g/ml}$	3	<i>Ausencia</i>	0	24 horas
8 $\mu\text{g/ml}$	3	<i>Ausencia</i>	0	24 horas
4 $\mu\text{g/ml}$	3	<i>Ausencia</i>	0	24 horas
2 $\mu\text{g/ml}$	3	<i>Ausencia</i>	0	24 horas

8.3. Caracterización de arcos mediante SEM y EDS

Se llevó a cabo la caracterización de muestras control de alambres de NiTi sin recubrimiento y con recubrimiento de nanopartículas de plata (AgNP's), sintetizadas mediante suero corporal simulado en contacto con la cepa de *Streptococcus mutans* y expuestas a saliva artificial durante diferentes intervalos de tiempo. Este análisis se realizó mediante microscopía electrónica de barrido (SEM), espectroscopía de energía dispersiva (EDS) y análisis de cuantificación de elementos químicos para estudiar la morfología de las muestras, la presencia de AgNP's, el crecimiento bacteriano y la asociación de irregularidades en la superficie con el tiempo de exposición en saliva artificial y en contacto con el cultivo bacteriano.

Se procedió con el análisis y la cuantificación de los elementos químicos presentes en las muestras control, documentados en las Tablas 5, 6, 7 y 8. Los resultados revelaron una predominancia significativa de cobre (Cu), níquel (Ni) y titanio (Ti), con cambios no significativos en su cuantificación a lo largo de los intervalos de exposición a *Streptococcus mutans* y saliva artificial.

Las imágenes obtenidas mediante SEM de las muestras control de alambres de NiTi sin recubrimiento (Figs. 10 a 13) mostraron áreas sombreadas en todas las muestras, indicativas de una degradación progresiva de la estructura del material desde el inicio del estudio. Con el tiempo, estas áreas sombreadas se intensificaron, desarrollando cráteres más notorios, profundos y lineales. Además, se observó un aumento en la irregularidad superficial conforme se prolongaba el tiempo de exposición.

En la Fig. 10, correspondiente a la exposición inicial de 0 horas en saliva artificial, se observó una menor irregularidad en el área del alambre. Las Figs. 11 y 12, correspondientes a intervalos de 24 horas y 15 días respectivamente, mostraron similitudes en la estructura superficial. En contraste, la Fig. 13, correspondiente a 30 días de exposición en saliva artificial, reveló un incremento severo en fracturas y la presencia de cráteres de forma ovoide y lineal de mayor tamaño.

Tabla 5. Análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra no sometida a procedimiento con SBF a las 0 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*. Cobre 8.26%, níquel 45.71% y titanio 39.04% del peso total como componentes principales de la aleación del alambre.

Element	Weight %	Atomic %	Net Int.	Error %	Kratio	Z	A	F
C K	8.26	25.48	163.86	12.52	0.0271	1.2800	0.2561	1.0000
N K	0.20	0.52	5.82	99.99	0.0007	1.2506	0.2827	1.0000
O K	6.22	14.41	149.99	12.56	0.0114	1.2247	0.1502	1.0000
Ti K	39.04	30.20	2080.25	2.69	0.3732	0.9522	0.9841	1.0201
Ni K	45.71	28.85	827.20	4.11	0.4266	0.9428	0.9828	1.0073

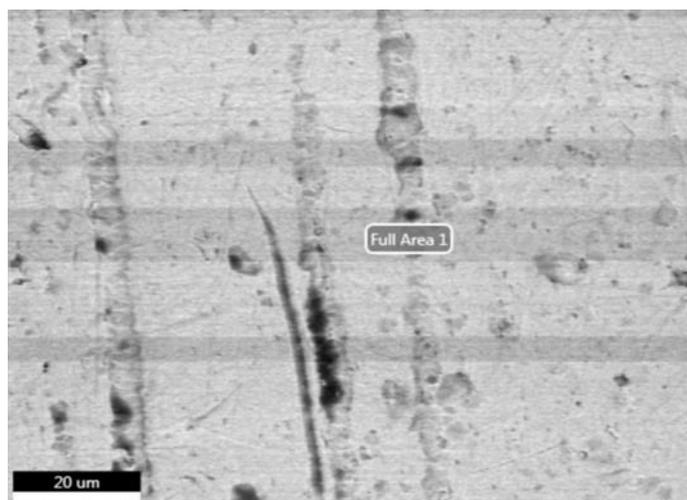


Fig 10. Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi sin recubrimiento de AgNP's a las 0 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*, selección de 1 área de estudio. Se observa presencia de fracturas ovoides y lineales, sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres con forma ovoide distribuidos en toda la superficie del alambre. Fuente propia.

Tabla 6. Análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra no sometida a procedimiento con SBF a las 24 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*. Cobre 10.56%, níquel 45.05% y titanio 38.38% del peso total como componentes principales de la aleación del alambre.

Element	Weight %	Atomic %	Net Int.	Error %	Kratio	Z	A	F
CK	10.56	31.31	201.23	11.41	0.0350	1.2731	0.2602	1.0000
OK	5.55	12.35	125.61	13.37	0.0101	1.2180	0.1491	1.0000
TiK	38.38	28.54	1935.75	2.72	0.3653	0.9467	0.9852	1.0203
NiK	45.05	27.33	770.97	4.13	0.4182	0.9369	0.9835	1.0075

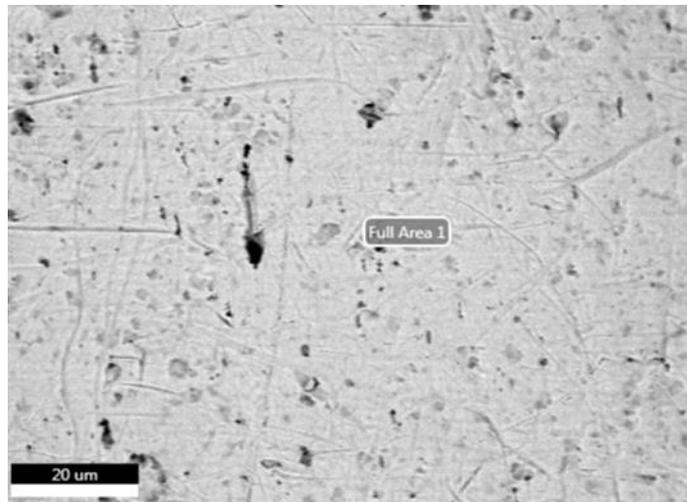
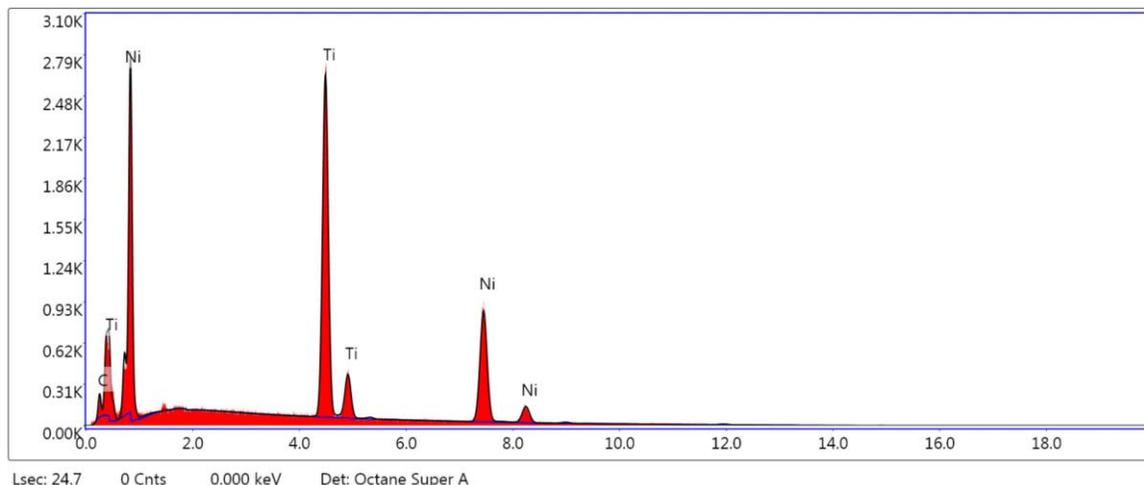


Fig 11 . Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi sin recubrimiento de AgNP's a las 24 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*, selección de 1 área de estudio. Se observa presencia de fracturas ovoides y lineales, sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres con forma ovoide distribuidos en toda la superficie del alambre. Fuente propia.

Tabla 7. Espectro EDS y análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra no sometida a procedimiento con SBF a los 15 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*. Cobre 4.25%, níquel 51.77% y titanio 43.99% del peso total como componentes principales de la aleación del alambre.



<i>Element</i>	<i>Weight %</i>	<i>Atomic %</i>	<i>Net Int.</i>	<i>Error %</i>	<i>Kratio</i>	<i>Z</i>	<i>A</i>	<i>F</i>
C K	4.25	16.42	93.31	13.86	0.0134	1.3215	0.2394	1.0000
Ti K	43.99	42.64	2777.79	2.62	0.4331	0.9857	0.9797	1.0196
Ni K	51.77	40.94	1112.46	3.90	0.4986	0.9787	0.9783	1.0060

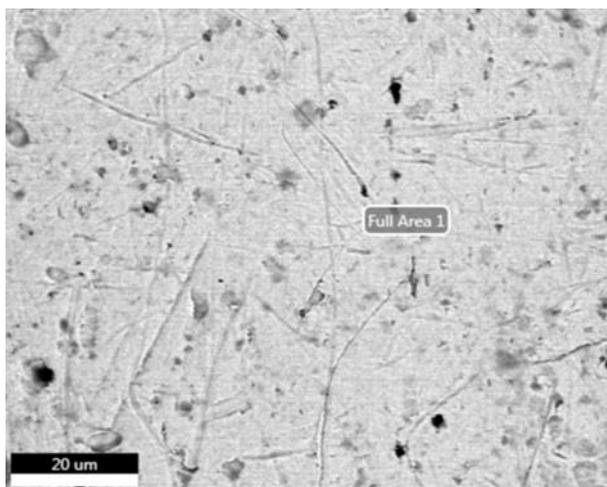
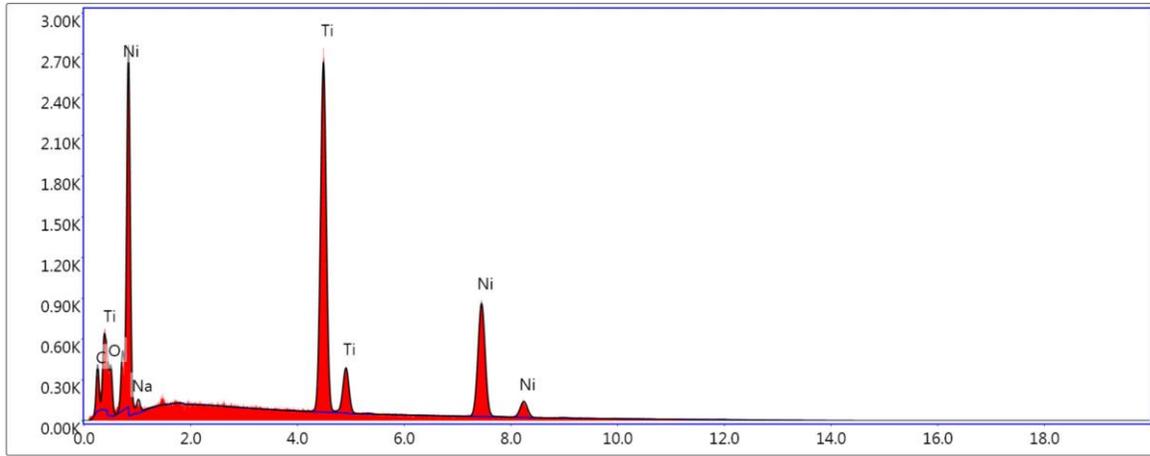


Fig 12. Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi sin recubrimiento de AgNP's a los 15 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*, selección de 1 área de estudio. Se observa presencia de fracturas ovoides y lineales, sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres con forma ovoide distribuidos en toda la superficie del alambre. Fuente propia.

Tabla 8. Espectro EDS y análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra no sometida a procedimiento con SBF a los 30 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*. Cobre 7.12%, níquel 46.10% y titanio 39.12% del peso total como componentes principales de la aleación del alambre.



Lsec: 24.6 0 Cnts 0.000 keV Det: Octane Super A

Element	Weight %	Atomic %	Net Int.	Error %	Kratio	Z	A	F
CK	7.12	22.41	181.73	11.35	0.0230	1.2834	0.2520	1.0000
OK	6.12	14.46	195.63	12.27	0.0114	1.2280	0.1520	1.0000
NaK	1.54	2.54	60.68	19.84	0.0035	1.1149	0.2025	1.0004
TiK	39.12	30.89	2737.64	2.57	0.3750	0.9548	0.9840	1.0203
NiK	46.10	29.70	1095.54	3.89	0.4314	0.9454	0.9826	1.0073

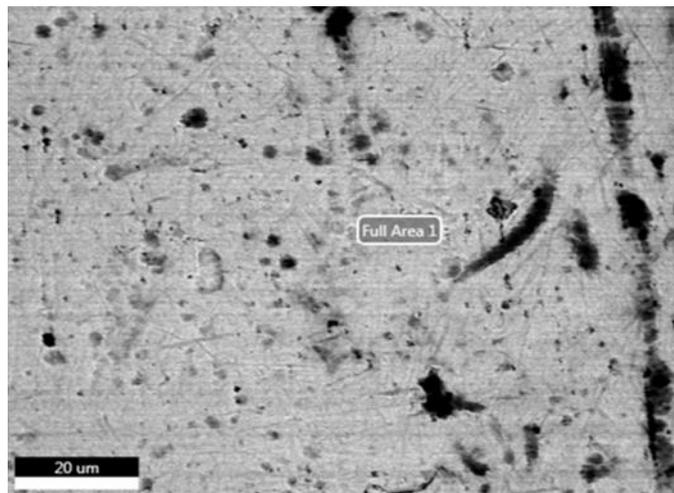


Fig 13. Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi sin recubrimiento de AgNP's a los 30 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*, selección de 1 área de estudio. Se observa presencia de fracturas ovoides y lineales, sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y un incremento de cráteres con forma ovoide y lineal distribuidos en toda la superficie del alambre. Fuente propia.

Posteriormente, se realizó el análisis de las muestras sometidas a recubrimiento con nanopartículas de plata (AgNP's) utilizando suero corporal simulado en contacto con *Streptococcus mutans* y saliva artificial. Este análisis se llevó a cabo mediante microscopía electrónica de barrido (SEM), espectroscopía de energía dispersiva (EDS) y cuantificación de elementos químicos. A continuación, se presentan las imágenes y los resultados obtenidos:

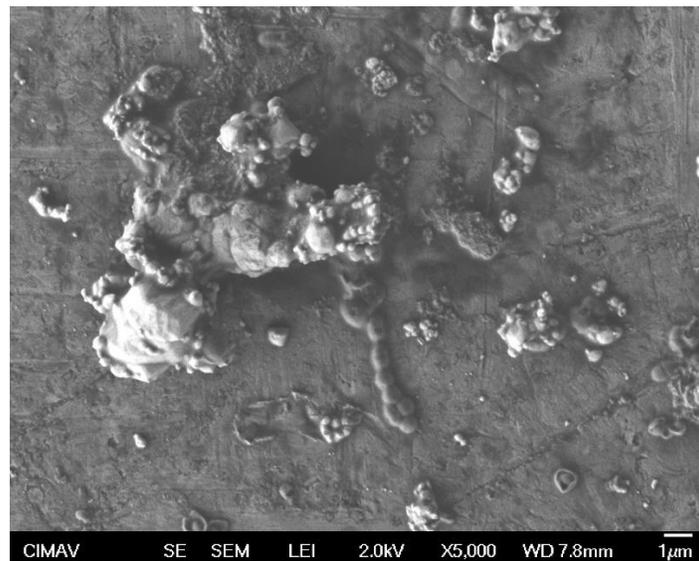


Fig 14. Imagen de SEM (X5,000) de muestra de arco de NiTi con recubrimiento de AgNP's en contacto con *S. mutans* por 24 horas. Se confirma la presencia de conglomerados de AgNP's y la existencia de crecimiento bacteriano en el área seleccionada. Fuente propia.



Fig 15. Imagen de SEM (X10,000) de muestra de arco de NiTi con recubrimiento de AgNP's en contacto con S. mutans por 24 horas. Se confirma la presencia de conglomerados dispersos de AgNP's en toda el área de la superficie. Se observan fracturas ovoides y lineales, así como sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres distribuidos en toda el área del alambre. Fuente propia.

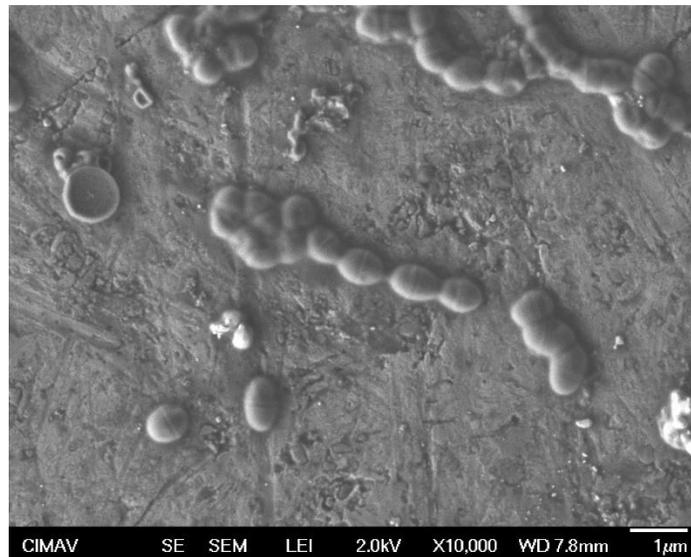
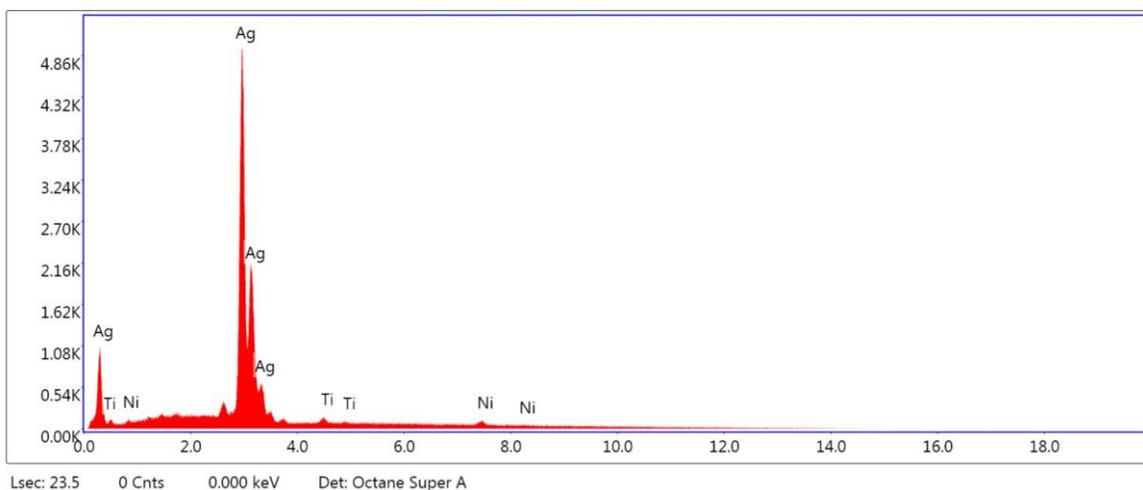


Fig 16. Imagen de SEM (X10,000) de muestra de arco de NiTi con recubrimiento de AgNP's en contacto con S. mutans por 24 horas. Se confirma la presencia de conglomerados dispersos de AgNP's en toda el área de la superficie. Se observan fracturas ovoides y lineales, así como sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres distribuidos en toda el área del alambre. Fuente propia.

Tabla 9. Espectro EDS y análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra sometida a procedimiento con SBF a las 0 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*. Se aprecia la incorporación de plata (Ag) en un 95.22% del peso total de la aleación del alambre.



Element	Weight %	Atomic %	Net Int.	Error %	Kratio	Z	A	F
AgL	95.22	91.07	4526.84	1.94	0.9447	0.9923	0.9997	1.0002
TiK	1.32	2.85	63.09	26.99	0.0117	1.1698	0.7532	1.0064
NiK	3.46	6.08	75.67	23.66	0.0405	1.1972	0.9390	1.0400

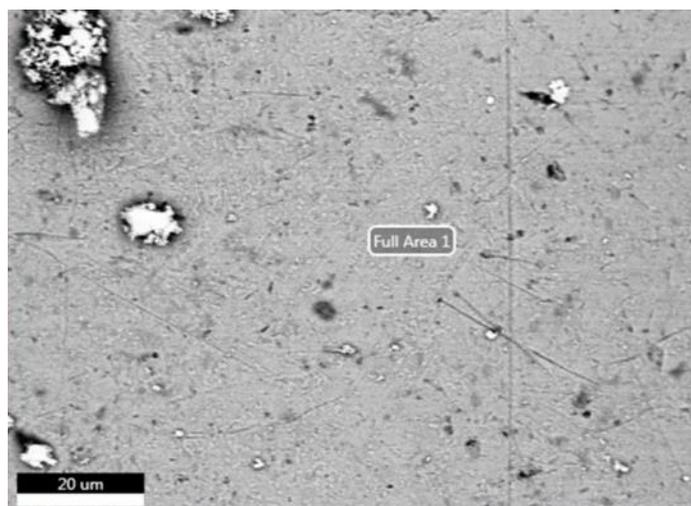
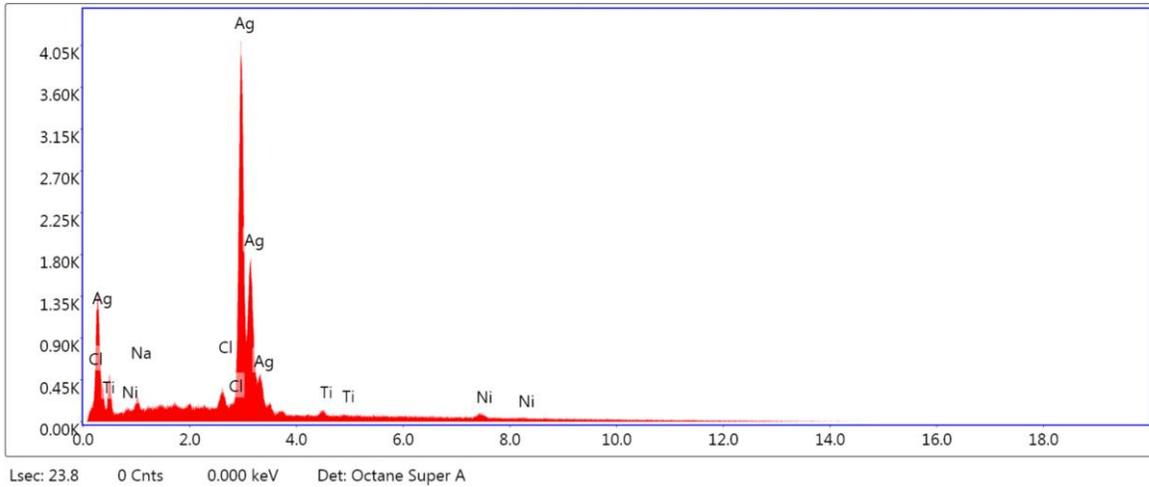


Fig 17. Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi con recubrimiento de AgNP's a las 0 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*, selección de 1 área de estudio. Se observa presencia de conglomerados de AgNP's, fracturas ovoides y lineales, sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres en etapa inicial de evolución. Fuente propia.

Tabla 10. Espectro EDS y análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra sometida a procedimiento con SBF a las 24 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*. Se aprecia la incorporación de plata (Ag) en un 89.13% del peso total de la aleación del alambre.



Element	Weight %	Atomic %	Net Int.	Error %	Kratio	Z	A	F
NaK	4.63	17.46	164.61	13.00	0.0144	1.3160	0.2365	1.0023
ClK	1.23	3.01	114.26	14.30	0.0134	1.2357	0.8284	1.0600
AgL	89.13	71.71	3693.39	2.06	0.8659	0.9740	0.9973	1.0001
TiK	1.21	2.20	51.27	29.74	0.0107	1.1470	0.7657	1.0067
NiK	3.80	5.62	72.57	21.84	0.0436	1.1689	0.9436	1.0403

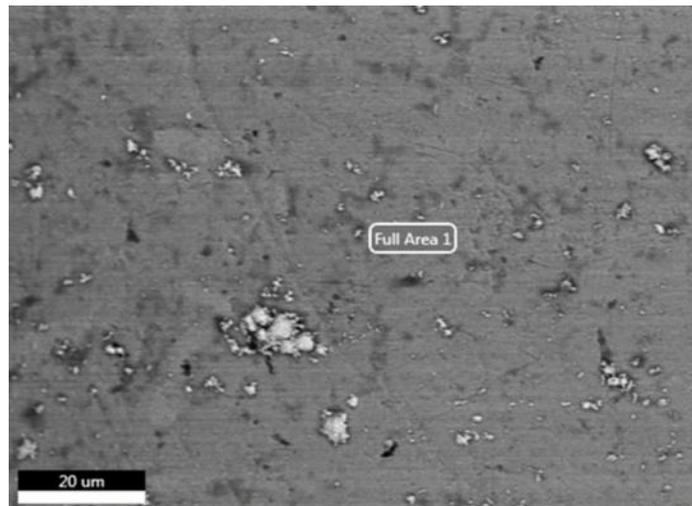
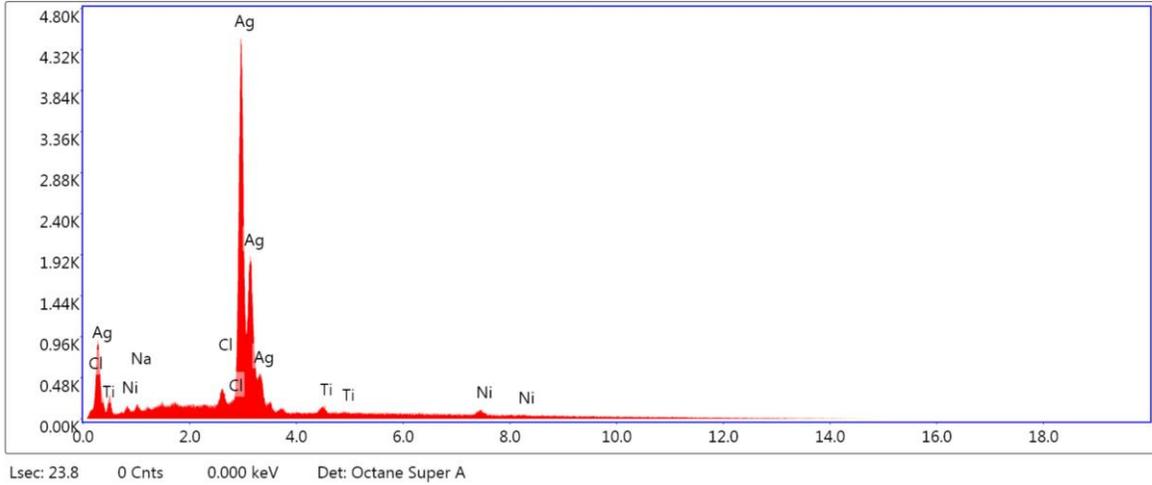


Fig 18. Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi con recubrimiento de AgNP's a las 24 horas en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*, selección de 1 área de estudio. Se observa presencia de conglomerados de AgNP's, fracturas ovoides y lineales, sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres en etapa inicial de evolución. Fuente propia.

Tabla 11. Espectro EDS y análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra sometida a procedimiento con SBF a los 15 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*. Se aprecia la incorporación de plata (Ag) en un 91.97% del peso total de la aleación del alambre.



Element	Weight %	Atomic %	Net Int.	Error %	Kratio	Z	A	F
NaK	1.38	5.74	50.68	21.23	0.0042	1.3291	0.2287	1.0023
ClK	1.04	2.81	103.25	15.85	0.0114	1.2483	0.8281	1.0615
AgL	91.97	81.65	4073.73	2.01	0.9027	0.9840	0.9973	1.0002
TiK	1.74	3.48	78.05	22.41	0.0154	1.1594	0.7595	1.0065
NiK	3.88	6.32	79.13	21.04	0.0449	1.1843	0.9410	1.0399

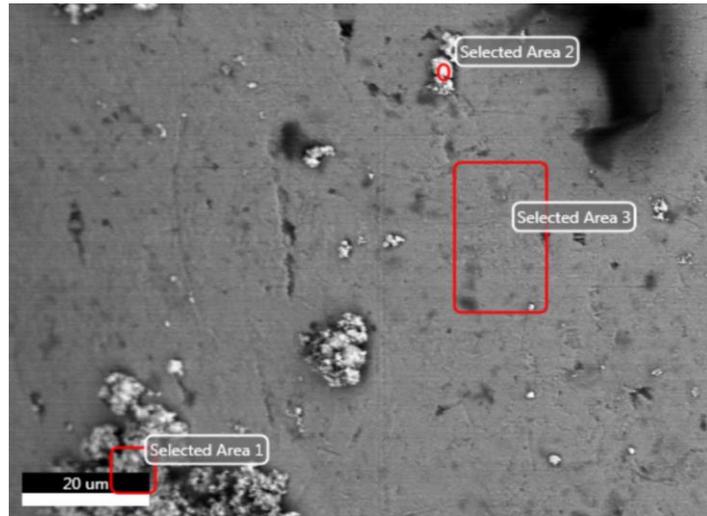
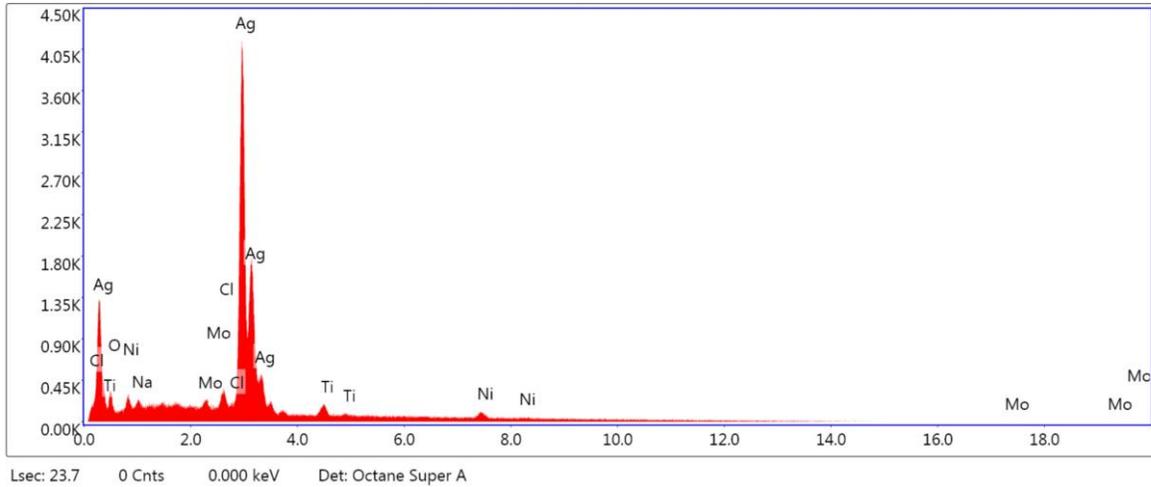


Fig 19. Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi con recubrimiento de AgNP's a los 15 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*, selección de 3 áreas de estudio. Se observa presencia de conglomerados de AgNP's, fracturas ovoides y lineales, sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres. Fuente propia.

Tabla 12. Espectro EDS y análisis de cuantificación de elementos químicos presentes en muestra sometida a procedimiento con SBF a los 30 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*. Se aprecia la incorporación de plata (Ag) en un 80.22% del peso total de la aleación del alambre.



Element	Weight %	Atomic %	Net Int.	Error %	Kratio	Z	A	F
O K	7.31	29.91	152.50	14.40	0.0116	1.4002	0.1129	1.0000
NaK	4.02	11.45	167.59	12.90	0.0125	1.2736	0.2437	1.0021
MoL	1.43	0.97	80.00	26.58	0.0128	0.9597	0.9186	1.0153
ClK	0.64	1.19	68.02	20.39	0.0068	1.1953	0.8343	1.0544
AgL	80.22	48.70	3798.56	2.10	0.7580	0.9417	1.0032	1.0002
TiK	2.61	3.57	128.78	17.09	0.0229	1.1075	0.7870	1.0069
NiK	3.77	4.21	81.85	21.57	0.0419	1.1224	0.9501	1.0409

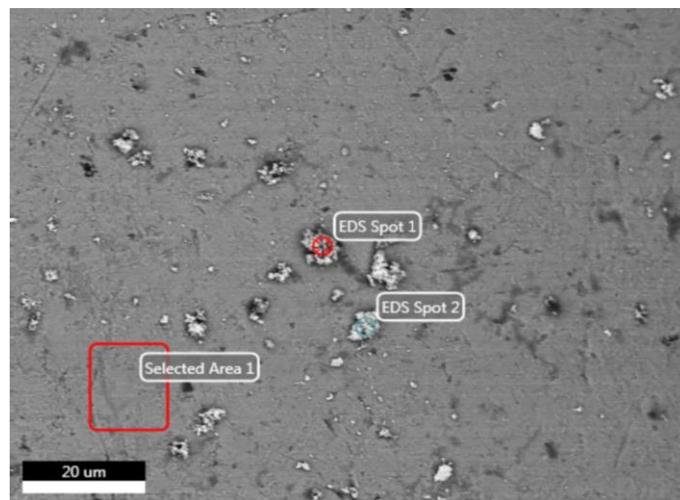


Fig 20. Imagen de SEM de muestra de arco de NiTi con recubrimiento de AgNP's a los 30 días en saliva artificial y 24 horas en contacto con *S. mutans*, selección de 3 áreas de estudio. Se observa presencia de conglomerados de AgNP's, fracturas ovoides y lineales, sombras correspondientes a pérdida de estructura de superficie y cráteres de forma ovoide. Fuente propia.

Los resultados del análisis de cuantificación de elementos químicos revelaron una mayor proporción de plata (Ag) en relación con el peso total de la aleación del alambre en las muestras tratadas con suero corporal simulado (SBF). No se observó una disminución significativa en la cuantificación de plata (Ag) durante los diferentes períodos de exposición a saliva artificial y *Streptococcus mutans*. Inicialmente, la plata representaba un 95.22% del peso total en el tiempo 0 (Tabla 9), la cual se mantuvo en un 80.22% después de 30 días (Tabla 12). Estos resultados sugieren una efectiva síntesis y estabilidad del recubrimiento de AgNP's bajo condiciones simuladas de suero corporal, evidenciado por la ausencia de una disolución notable de iones de plata al ser sumergidos en saliva artificial y expuestos al cultivo bacteriano.

En las imágenes obtenidas mediante SEM de las muestras de arcos de NiTi sometidos al procedimiento con SBF, presentadas en las Fig. 17, 18, 19 y 20, se puede observar una superficie caracterizada por presencia leve de fracturas y cráteres de forma ovoide distribuidos de manera uniforme en toda el área de la muestra. Se identificaron áreas con sombras en la totalidad de las muestras, reflejando la pérdida progresiva de estructura del material desde el inicio del estudio. Estas sombras se incrementaron con el tiempo de exposición, resultando en la formación de cráteres en etapas posteriores del experimento.

Al comparar la Fig. 13, correspondiente al grupo control no tratado con procedimiento SBF, con la Fig. 20, correspondiente al grupo de arcos de NiTi con recubrimiento de nanopartículas de plata (AgNP's) a los 30 días, se evidencia una diferencia significativa en la irregularidad superficial a medida que aumenta el tiempo de exposición. En el grupo no tratado con SBF, se observa un incremento severo en la irregularidad superficial, caracterizado por fracturas y sombras más pronunciadas, así como la presencia de cráteres de mayor tamaño y profundidad, los cuales presentan una morfología predominantemente ovoide y lineal con el tiempo de exposición prolongado. En contraste, el grupo tratado con SBF exhibió una morfología más uniforme, presentando un incremento mínimo en la irregularidad superficial, con una reducción significativa en la aparición de fracturas

y áreas sombreadas, así como cráteres de menor tamaño y profundidad, adoptando una morfología más ovoide y menos lineal en comparación con el grupo de control al aumentar el tiempo de exposición.

Estos resultados sugieren que las nanopartículas de plata exhiben la capacidad de liberar iones de plata de manera sostenida durante un periodo prolongado sin comprometer sus propiedades al encontrarse expuestas a saliva artificial y en contacto con *Streptococcus mutans*. Este fenómeno puede beneficiar significativamente en la reducción de la fricción, irregularidades superficiales y rugosidad, así como en la resistencia a la corrosión y la disminución de la adhesión microbiana.

9. DISCUSIÓN

Los aparatos de ortodoncia enfrentan desafíos significativos debido al entorno adverso de la cavidad bucal, caracterizado por la presencia de alimentos, el flujo salival constante, las variaciones de temperatura y las fuerzas mecánicas del aparato. Estos factores pueden inducir biocorrosión y fricción en los materiales ortodóncicos, creando un ambiente propicio para el crecimiento bacteriano y la formación de placa dental. La combinación de estos factores puede afectar la funcionalidad y durabilidad de los alambres de ortodoncia, provocando cambios en su microestructura, topografía superficial y propiedades mecánicas (141).

Un estudio realizado por *Unal y col.*, analizó cómo las soluciones de saliva artificial, especialmente aquellas con iones cloruro, fluoruro y fosfato añadidos, pueden inducir corrosión en los alambres de aleación de NiTi utilizados en ortodoncia (175). Fenómeno similar al encontrado por *Barcelos y col.*, quienes demostraron que la corrosión de aleaciones metálicas depende del pH de la saliva, el tiempo de exposición y la concentración de iones fluoruro en la solución (176).

La topografía de la superficie del arco es una propiedad esencial que influye en su comportamiento frente a la corrosión, su apariencia estética y su biocompatibilidad (177). Estudios comparativos previos entre la topografía de la superficie de arcos de NiTi y arcos de acero han revelado consistentemente que los arcos de NiTi tienden a presentar una mayor rugosidad (178, 179). Esta rugosidad superficial puede favorecer la colonización bacteriana, aumentando el riesgo de corrosión y comprometiendo la higiene oral del paciente, así como la efectividad del tratamiento ortodóncico (180).

La mejora de las superficies de los arcos utilizados en ortodoncia ha generado un creciente interés en la investigación biomédica (141). Las nanopartículas han emergido como un recurso clave para recubrir estos materiales, con el objetivo de mejorar sus propiedades biológicas y mecánicas en diversas aplicaciones ortodóncicas, incluyendo la reducción de fricción, mejora de la rugosidad superficial, resistencia a la corrosión, prevención de la adhesión microbiana, así como el fortalecimiento de la resistencia mecánica y del deslizamiento (16-20, 31).

En un estudio in vitro, *Farronato y col.*, evaluaron los efectos del recubrimiento de teflón en la resistencia al deslizamiento de los arcos de ortodoncia, observando una significativa disminución de la fricción en comparación con los arcos sin recubrimiento (181). Este hallazgo coincide con investigaciones realizadas por *Redlich y col.*, quienes demostraron una reducción de hasta un 54% en la fricción entre arcos de acero inoxidable y brackets recubiertos (126).

Diferentes materiales y métodos han sido empleados en la sintetización de recubrimientos para aplicaciones ortodóncicas. En un estudio previo, *Karamian y col.*, evaluaron la bioactividad de un recubrimiento con nanopartículas de plata, sintetizado mediante suero corporal simulado (SBF), en implantes dentales de acero inoxidable. Observaron una sintetización efectiva, con una fuerte adhesión y osteointegración entre el implante y el tejido huésped, empleando el sistema de pulverización de plasma (182). En otra investigación *Qiu y cols.*, evaluaron la resistencia a la corrosión de recubrimientos sintetizadas en suero corporal simulado (SBF), encontrando un notable incremento en la resistencia a la corrosión como resultado de su investigación (183).

En el presente estudio, se llevó a cabo un análisis de recubrimientos de nanopartículas de plata (AgNP's) en arcos de NiTi, los cuales fueron sintetizados mediante suero corporal simulado (SBF). Mediante técnicas de microscopía electrónica de barrido (SEM) y espectroscopia de dispersión de energía (EDS), se examinó la topografía superficial de los arcos, revelando que las muestras sin recubrimiento exhibieron una progresiva degradación estructural. Esto se manifestó en la formación de cráteres más pronunciados y una mayor irregularidad superficial con el tiempo de exposición a saliva artificial y *Streptococcus mutans*. En contraste, las muestras recubiertas con AgNP's mostraron una morfología más uniforme, menor irregularidad superficial, y una disminución en la formación de fracturas y cráteres, sugiriendo podría atribuirse a las propiedades antimicrobianas y de protección mecánica de las nanopartículas.

La plata ha sido reconocida por sus destacadas propiedades antimicrobianas contra bacterias grampositivos incluido *Streptococcus mutans* (86, 184, 185) y se han propuesto los recubrimientos de nanopartículas de plata (AgNP's) como el tipo de metal más eficaz de nanopartículas para prevenir el crecimiento de *Streptococcus mutans* alrededor de brackets y alambres (20, 103, 129). Diversos estudios respaldan la efectividad de los recubrimientos con AgNP's en arcos ortodóncicos para inhibir el crecimiento bacteriano y la formación de biopelículas de *Streptococcus mutans* (6, 129). En una investigación in vivo *Gurso y col.*, analizaron brackets con recubrimientos de nanopartículas de plata. Se observó que la adición de estas nanopartículas favoreció la inhibición de *S. mutans* hasta el día 30, con una reducción significativa de caries en superficies lisas, lo cual sugiere un potencial prometedor para mejorar el tratamiento ortodóncico (118).

En el presente estudio, se llevó a cabo un análisis de AgNP's biosintetizadas en contacto con la cepa bacteriana *S. mutans*, donde se determinó una concentración mínima inhibitoria (CMI) de 128 µg/ml. Este efecto inhibitor resulta similar a estudios previos que se han informado valores de concentración mínima inhibitoria (CMI) para AgNP's contra cepas de *S. mutans*, que varían desde 50 µg/ml (186), 56 µg/ml (187), $60 \pm 22,36$ µg/mL (188), y en otros estudios se han informado valores de 200 µg/mL (189, 190), donde las AgNP's exhibieron a esta concentración una zona de inhibición con $18,30 \pm 0,5$ nm de diámetro (189) y 625 µg/ml (191).

Diversos estudios sobre los recubrimientos con nanopartículas de plata (AgNP's) han demostrado su capacidad de liberar iones de plata de manera prolongada, manteniendo un efecto antibacteriano efectivo sin alteraciones significativas en el tamaño de las partículas (137-139). *Yin y cols.*, exploraron el mecanismo antibacteriano de las nanopartículas de plata, encontrando que pueden liberar iones de plata de manera sostenida hasta por cuatro meses, lo cual contribuye a un efecto antibacteriano prolongado sin efectos citotóxicos o mutagénicos significativos (139) (191). Por otra parte, *Cunningham y cols.*, investigaron la estabilidad de nanopartículas de plata y la liberación de iones de plata (Ag⁺) en agua para peces, observando que las AgNP's permanecen estables durante períodos prolongados de hasta siete meses, con una liberación mínima de Ag⁺ (<0,2%). Esto indica que las AgNP's conservan su tamaño y capacidad de liberación de iones sin cambios significativos, lo que respalda su seguridad y biocompatibilidad (137).

Shivaram y cols., en otro estudio, analizaron la liberación a largo plazo de plata en implantes de titanio recubiertos con nanopartículas de plata, demostrando mediante imágenes de microscopía electrónica de barrido (SEM) que las partículas de plata permanecen presentes en las superficies de las muestras incluso después de 27 semanas en medios de liberación (138).

La cuantificación de plata (Ag) en esta investigación reveló una presencia significativa y estable de nanopartículas en las muestras recubiertas a lo largo de diferentes intervalos de exposición. No se observó una disminución significativa en la concentración de plata, lo que indica que las nanopartículas de plata mantuvieron su integridad y capacidad de liberación de iones a pesar de la exposición prolongada a saliva artificial y cultivo bacteriano. Este hallazgo es crucial, ya que sugiere la efectividad del recubrimiento en condiciones simuladas relevantes. Estos resultados son consistentes con los de *Gil* y *cols.*, quienes analizaron la liberación de iones de níquel de arcos de NiTi, tanto originales como tratados con nanopartículas de plata, sumergidos en saliva artificial y expuestos a cepas bacterianas a un pH de 6.8 y 37 °C durante 24 horas, seguido del análisis de colonias bacterianas. Encontraron que la presencia de nanopartículas de plata no afectó significativamente la liberación de iones de níquel en diferentes períodos de inmersión en saliva, en comparación con el grupo sin recubrimiento de AgNP's, mientras que las pruebas de cultivo bacteriano mostraron una reducción significativa superior al 90% en bacterias orales debido a las nanopartículas de plata (188). Estos estudios subrayan la importancia de la estabilidad de las nanopartículas de plata en diversos contextos y su posible efectividad durante periodos prolongados, respaldando así su viabilidad y su potencial clínico como una innovadora estrategia para optimizar tratamientos ortodóncicos

10. CONCLUSIONES

La estabilidad de las nanopartículas de plata y su capacidad para liberar iones de manera controlada son cruciales para garantizar la seguridad y eficacia a largo plazo en aplicaciones biomédicas. La presente investigación respalda el uso de AgNP's como material de recubrimiento para mejorar las propiedades biológicas y mecánicas de los materiales ortodóncicos. A continuación, se destacan los principales hallazgos:

1. El estudio de nanopartículas de plata biosintetizadas en contacto con *Streptococcus mutans* establece una concentración mínima inhibitoria (CMI) de 128 µg/ml, demostrando una potente capacidad para inhibir el crecimiento bacteriano. Esta propiedad de las AgNP's sugiere un potencial significativo para contribuir a la prevención de caries y la reducción de la formación de placa dental en pacientes tratados con dispositivos ortodóncicos recubiertos con AgNP's.
2. La liberación sostenida y la presencia estable de iones de plata en las muestras recubiertas durante un periodo de 30 días indican la sólida estabilidad y efectividad antimicrobiana prolongada del recubrimiento de AgNP's, sintetizado mediante SBF y evaluado bajo condiciones simuladas relevantes para aplicaciones clínicas.
3. La caracterización realizada a través de SEM revela que los arcos sin recubrimiento experimentaron una degradación estructural progresiva, caracterizada por la formación de cráteres profundos y una mayor irregularidad superficial con el tiempo de exposición. En contraste, los arcos recubiertos con nanopartículas de plata (AgNP's) exhibieron una morfología más uniforme y una menor incidencia de fracturas y cráteres. Estos hallazgos subrayan la efectividad del recubrimiento con AgNP's para proteger los alambres ortodóncicos contra la degradación estructural inducida por la adhesión bacteriana, además de demostrar su capacidad para proporcionar una protección mecánica a la superficie. Estos beneficios directos se traducen en una disminución significativa de la fricción, la irregularidad superficial y la corrosión, mejorando así la durabilidad y el rendimiento de los materiales ortodóncicos tratados con AgNP's.

11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Mhaske AR, Shetty PC, Bhat NS, Ramachandra CS, Laxmikanth SM, Nagarahalli K, et al. Antiadherent and antibacterial properties of stainless steel and NiTi orthodontic wires coated with silver against *Lactobacillus acidophilus*--an in vitro study. *Prog Orthod*. 2015;16:40.
2. Perkowski K, Baltaza W, Conn D, Marczyńska-Stolarek M, Chomicz L. Examination of oral biofilm microbiota in patients using fixed orthodontic appliances in order to prevent risk factors for health complications. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine*. 2019;26.
3. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ. Incidence of white spot formation after bonding and banding. *Am J Orthod*. 1982;81(2):93-8.
4. Artun J, Brobakken BO. Prevalence of carious white spots after orthodontic treatment with multibonded appliances. *Eur J Orthod*. 1986;8(4):229-34.
5. Dong Y, Sun X. Antibacterial Mechanism of Nanosilvers. *Current Pharmacology Reports*. 2019;5.
6. Salgado Gonçalves I, Beatriz Viale A, Navarro Sormani N, Coleta Pizzol K, de Araujo-Nobre A, de Oliveira P, et al. Antimicrobial Orthodontic Wires Coated with Silver Nanoparticles. *Brazilian Archives of Biology and Technology*. 2020;63.
7. Abraham KS, Jagdish N, Kailasam V, Padmanabhan S. *Streptococcus mutans* adhesion on nickel titanium (NiTi) and copper-NiTi archwires: A comparative prospective clinical study. *Angle Orthod*. 2017;87(3):448-54.
8. Warreth A. Dental Caries and Its Management. *Int J Dent*. 2023;2023:9365845.
9. Karadas M, Cantekin K, Celikoglu M. Effects of orthodontic treatment with a fixed appliance on the caries experience of patients with high and low risk of caries. *Journal of Dental Sciences - J DENT SCI*. 2011;6.
10. Ogaard B, Rølla G, Arends J. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 1. Lesion development. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988;94(1):68-73.
11. Velazquez-Enriquez U, Scougall-Vilchis RJ, Contreras-Bulnes R, Flores-Estrada J, Uematsu S, Yamaguchi R. Adhesion of *Streptococci* to various orthodontic composite resins. *Aust Dent J*. 2013;58(1):101-5.
12. Lucchese A, Gherlone E. Prevalence of white-spot lesions before and during orthodontic treatment with fixed appliances. *Eur J Orthod*. 2013;35(5):664-8.
13. Jeevarathan J, Deepti A, Muthu MS, Rathna Prabhu V, Chamundeeswari GS. Effect of fluoride varnish on *Streptococcus mutans* counts in plaque of caries-free children using Dentocult SM strip mutans test: a randomized controlled triple blind study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2007;25(4):157-63.
14. Abdallah M-N, Lou T, Retrouvey J-M, Suri S. Biomaterials used in orthodontics: brackets, archwires, and clear aligners. 2019. p. 541-79.
15. Junior V, Targino A, Pelagio Flores MA, Rodríguez-Díaz J, Teixeira J, Heimer M, et al. Antimicrobial activity of silver nanoparticle colloids of different sizes and shapes against *Streptococcus mutans*. *Research on Chemical Intermediates*. 2017;43:1-11.
16. Ghasemi T, Arash V, Rabiee SM, Rajabnia R, Pourzare A, Rakhshan V. Antimicrobial effect, frictional resistance, and surface roughness of stainless steel orthodontic brackets coated with nanofilms of silver and titanium oxide: a preliminary study. *Microsc Res Tech*. 2017;80(6):599-607.

17. Ryu HS, Bae IH, Lee KG, Hwang HS, Lee KH, Koh JT, et al. Antibacterial effect of silver-platinum coating for orthodontic appliances. *Angle Orthod.* 2012;82(1):151-7.
18. Hernández-Gómora AE, Lara-Carrillo E, Robles-Navarro JB, Scougall-Vilchis RJ, Hernández-López S, Medina-Solís CE, et al. Biosynthesis of Silver Nanoparticles on Orthodontic Elastomeric Modules: Evaluation of Mechanical and Antibacterial Properties. *Molecules.* 2017;22(9).
19. Borzabadi-Farahani A, Borzabadi E, Lynch E. Nanoparticles in orthodontics, a review of antimicrobial and anti-caries applications. *Acta Odontol Scand.* 2014;72(6):413-7.
20. Zakrzewski W, Dobrzynski M, Dobrzynski W, Zawadzka-Knefel A, Janecki M, Kurek K, et al. Nanomaterials Application in Orthodontics. *Nanomaterials.* 2021;11(2):337.
21. Barot T, M.E Phd D, Kulkarni P. Nanotechnology-based materials as emerging trends for dental applications. *REVIEWS ON ADVANCED MATERIALS SCIENCE.* 2021;60:173-89.
22. Chainani P, Paul P, Shivilani V. Recent Advances in Orthodontic Archwires: A Review. *Cureus.* 2023;15(10):e47633.
23. Rodrigues L, Chawla Jamenis S, Kadam A, Shaikh A. Orthodontic Wires and Their Recent Advances -A Compilation. *International Journal of Science and Research (IJSR).* 2018.
24. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96(2):100-9.
25. Kauffman GB, Mayo I. The Story of Nitinol: The Serendipitous Discovery of the Memory Metal and Its Applications. *The Chemical Educator.* 1997;2(2):1-21.
26. Gravina MA, Canavarro C, Elias CN, das Graças Afonso Miranda Chaves M, Brunharo IH, Quintão CC. Mechanical properties of NiTi and CuNiTi wires used in orthodontic treatment. Part 2: Microscopic surface appraisal and metallurgical characteristics. *Dental Press J Orthod.* 2014;19(1):69-76.
27. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986;90(1):1-10.
28. Uysal I, Yilmaz B, Atilla AO, Evis Z. Nickel titanium alloys as orthodontic archwires: A narrative review. *Engineering Science and Technology, an International Journal.* 2022;36:101277.
29. Močnik P, Kosec T. A Critical Appraisal of the Use and Properties of Nickel-Titanium Dental Alloys. *Materials (Basel).* 2021;14(24).
30. Redlich M, Tenne R. Chapter 13 - Nanoparticle coating of orthodontic appliances for friction reduction. In: Subramani K, Ahmed W, editors. *Nanobiomaterials in Clinical Dentistry (Second Edition)*: Elsevier; 2019. p. 309-31.
31. Shah PK, Sharma P, Goje SK. Comparative Evaluation of Frictional Resistance of Silver-Coated Stainless Steel Wires with Uncoated Stainless Steel Wires: An In vitro Study. *Contemp Clin Dent.* 2018;9(Suppl 2):S331-s6.
32. P I, Singh D, Sharma VK, Shukla NK, Chaturvedi TP. The effect of various nanoparticle coating on the frictional resistance at orthodontic wire and bracket interface: A systematic review. *J Orthod Sci.* 2022;11:7.
33. Castro S, Ponces M, Lopes J, Vasconcelos M, Pollmann M. Orthodontic wires and its corrosion—The specific case of stainless steel and beta-titanium. *Journal of Dental Sciences.* 2014;10.

34. Gopalakrishnan U, Felicita S, Ronald B, Appavoo E, Patil S. Microbial Corrosion in Orthodontics. *J Contemp Dent Pract.* 2022;23(6):569-71.
35. Mahato N, Sharma MR, Chaturvedi TP, Singh MM. Effect of dietary spices on the pitting behavior of stainless steel orthodontic bands. *Materials Letters.* 2011;65(14):2241-4.
36. Chang JC, Oshida Y, Gregory RL, Andres CJ, Barco TM, Brown DT. Electrochemical study on microbiology-related corrosion of metallic dental materials. *Biomed Mater Eng.* 2003;13(3):281-95.
37. Jasso-Ruiz I, Velazquez-Enriquez U, Scougall-Vilchis R, Morales Luckie RA, Sawada T, Yamaguchi R. Silver nanoparticles in orthodontics, a new alternative in bacterial inhibition: in vitro study. *Progress in Orthodontics.* 2020;21.
38. Papaioannou W, Gizani S, Nassika M, Kontou E, Nakou M. Adhesion of *Streptococcus mutans* to different types of brackets. *Angle Orthod.* 2007;77(6):1090-5.
39. Jurela A, Repic D, Pejda S, Juric H, Vidakovic R, Matic I, et al. The effect of two different bracket types on the salivary levels of *S mutans* and *S sobrinus* in the early phase of orthodontic treatment. *Angle Orthod.* 2013;83(1):140-5.
40. Ahn SJ, Lee SJ, Lim BS, Nahm DS. Quantitative determination of adhesion patterns of cariogenic streptococci to various orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(6):815-21.
41. van Dijk J, Herkströter F, Busscher H, Weerkamp A, Jansen H, Arends J. Surface-free energy and bacterial adhesion. An in vivo study in beagle dogs. *J Clin Periodontol.* 1987;14(5):300-4.
42. Ahn SJ, Kho HS, Lee SW, Nahm DS. Roles of salivary proteins in the adherence of oral streptococci to various orthodontic brackets. *J Dent Res.* 2002;81(6):411-5.
43. Wade WG. The oral microbiome in health and disease. *Pharmacological Research.* 2013;69(1):137-43.
44. Jordan C, LeBlanc DJ. Influences of orthodontic appliances on oral populations of *mutans streptococci*. *Oral Microbiol Immunol.* 2002;17(2):65-71.
45. Parahitiyawa NB, Jin LJ, Leung WK, Yam WC, Samaranayake LP. Microbiology of odontogenic bacteremia: beyond endocarditis. *Clin Microbiol Rev.* 2009;22(1):46-64, Table of Contents.
46. Shukla C, Maurya RK, Singh V, Tijare M. Evaluation of changes in *Streptococcus mutans* colonies in microflora of the Indian population with fixed orthodontics appliances. *Dent Res J (Isfahan).* 2016;13(4):309-14.
47. Smales RJ. Plaque growth on dental restorative materials. *J Dent.* 1981;9(2):133-40.
48. Gwinnett AJ, Ceen RF. Plaque distribution on bonded brackets: a scanning microscope study. *Am J Orthod.* 1979;75(6):667-77.
49. Forsberg CM, Brattström V, Malmberg E, Nord CE. Ligature wires and elastomeric rings: two methods of ligation, and their association with microbial colonization of *Streptococcus mutans* and *lactobacilli*. *Eur J Orthod.* 1991;13(5):416-20.
50. Türkkahraman H, Sayin MO, Bozkurt FY, Yetkin Z, Kaya S, Onal S. Archwire ligation techniques, microbial colonization, and periodontal status in orthodontically treated patients. *Angle Orthod.* 2005;75(2):231-6.

51. Chang HS, Walsh LJ, Freer TJ. The effect of orthodontic treatment on salivary flow, pH, buffer capacity, and levels of mutans streptococci and lactobacilli. *Aust Orthod J.* 1999;15(4):229-34.
52. Balenseifen JW, Madonia JV. Study of dental plaque in orthodontic patients. *J Dent Res.* 1970;49(2):320-4.
53. Polke P, Jain U, Marothiya S, Agrawal P, Dixit S, Dubey C. Comparative Evaluation of Biofilm Adhesion to Different Types of Archwire and Microbiological Colonization During Orthodontic Treatment. *Journal of Indian Orthodontic Society.* 2020;55(2):150-7.
54. Allaker RP, Yuan Z. Nanoparticles and the control of oral biofilms: Nanobiomaterials in Clinical Dentistry. 2019:243-75. doi: 10.1016/B978-0-12-815886-9.00010-3. Epub 2019 Apr 19.
55. O'Reilly MM, Featherstone JD. Demineralization and remineralization around orthodontic appliances: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987;92(1):33-40.
56. Mitchell L. Decalcification during orthodontic treatment with fixed appliances--an overview. *Br J Orthod.* 1992;19(3):199-205.
57. Mizrahi E. Enamel demineralization following orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 1982;82(1):62-7.
58. Willmot D. White Spot Lesions After Orthodontic Treatment. *Seminars in Orthodontics.* 2008;14:209-19.
59. Eliades T, Eliades G, Brantley WA. Microbial attachment on orthodontic appliances: I. Wettability and early pellicle formation on bracket materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108(4):351-60.
60. Souza Pinto A, Alves L, Maltz M, Zenkner J. Association between fixed orthodontic treatment and dental caries: a 1-year longitudinal study. *Brazilian oral research.* 2020;35:e002.
61. Sundararaj D, Venkatachalapathy S, Tandon A, Pereira A. Critical evaluation of incidence and prevalence of white spot lesions during fixed orthodontic appliance treatment: A meta-analysis. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2015;5(6):433-9.
62. Alfuriji S, Alhazmi N, Alhamlan N, Al-Ehaideb A, Alruwaithi M, Alkatheeri N, et al. The effect of orthodontic therapy on periodontal health: a review of the literature. *Int J Dent.* 2014;2014:585048.
63. Dannan A. An update on periodontic-orthodontic interrelationships. *J Indian Soc Periodontol.* 2010;14(1):66-71.
64. Baer PN, Cocco PJ. Case Report: Gingival Enlargement Coincident with Orthodontic Therapy. Report of Three Cases. *Journal of Periodontology.* 1964;35:436-9.
65. Batoni G, Pardini M, Giannotti A, Ota F, Giuca MR, Gabriele M, et al. Effect of removable orthodontic appliances on oral colonisation by mutans streptococci in children. *Eur J Oral Sci.* 2001;109(6):388-92.
66. Glans R, Larsson E, Øgaard B. Longitudinal changes in gingival condition in crowded and noncrowded dentitions subjected to fixed orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124(6):679-82.
67. Romero M, Albi M, Bravo LA. Surgical solutions to periodontal complications of orthodontic therapy. *J Clin Pediatr Dent.* 2000;24(3):159-63.

68. Brägger U, Lang NP. The significance of bone in periodontal disease. *Semin Orthod.* 1996;2(1):31-8.
69. Talic NF. Adverse effects of orthodontic treatment: A clinical perspective. *Saudi Dent J.* 2011;23(2):55-9.
70. Preoteasa C, Ionescu E, Preoteasa E. Risks and Complications Associated with Orthodontic Treatment. 2012.
71. Contaldo M, Lucchese A, Lajolo C, Rupe C, Di Stasio D, Romano A, et al. The Oral Microbiota Changes in Orthodontic Patients and Effects on Oral Health: An Overview. *J Clin Med.* 2021;10(4).
72. Proffit WR. Contemporary orthodontics / William R. Proffit ... [et al.]. 5th ed. ed. St. Louis, Mo: Elsevier/Mosby; 2013.
73. Saloom HF, Mohammed-Salih HS, Rasheed SF. The influence of different types of fixed orthodontic appliance on the growth and adherence of microorganisms (in vitro study). *J Clin Exp Dent.* 2013;5(1):e36-41.
74. Srivastava K, Tikku T, Khanna R, Sachan K. Risk factors and management of white spot lesions in orthodontics. *J Orthod Sci.* 2013;2(2):43-9.
75. Scheie AA, Arneberg P, Krogstad O. Effect of orthodontic treatment on prevalence of *Streptococcus mutans* in plaque and saliva. *Scand J Dent Res.* 1984;92(3):211-7.
76. Rosenbloom RG, Tinanoff N. Salivary *Streptococcus mutans* levels in patients before, during, and after orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;100(1):35-7.
77. Lundström F, Krasse B. *Streptococcus mutans* and lactobacilli frequency in orthodontic patients; the effect of chlorhexidine treatments. *Eur J Orthod.* 1987;9(2):109-16.
78. Zachrisson BU, Zachrisson S. Caries incidence and oral hygiene during orthodontic treatment. *Scand J Dent Res.* 1971;79(6):394-401.
79. Sakamaki ST, Bahn AN. Effect of orthodontic banding on localized oral lactobacilli. *J Dent Res.* 1968;47(2):275-9.
80. Joshi M, Bhattacharyya A. Nanotechnology – a new route to high-performance functional textiles. *Textile Progress.* 2011;43(3):155-233.
81. Saxena A, Tripathi RM, Zafar F, Singh P. Green synthesis of silver nanoparticles using aqueous solution of *Ficus benghalensis* leaf extract and characterization of their antibacterial activity. *Materials Letters.* 2012;67(1):91-4.
82. Chaudhari D, Patil T, Raichurkar P, Daberao A. Review on Nanotechnology & Its Application in Coating Industry. *International Journal of Scientific and Engineering Research.* 2018;09.
83. Farooq SA, Raina A, Sharma sm, Singh A, Jayalakshmi S, Ul Haq MI. Nanostructured Coatings: Review on Processing Techniques, Corrosion Behaviour and Tribological Performance. *Nanomaterials.* 2022;12:1323.
84. Freitas RA, Jr. Nanodentistry. *J Am Dent Assoc.* 2000;131(11):1559-65.
85. Siva S, Kishore S, Gopinath A. A Systematic Review on Nano Coated Orthodontic Brackets and its Antibacterial Effects. *Journal of Clinical and Diagnostic Research.* 2022;16:ZE18-ZE22.
86. Monteiro DR, Gorup LF, Takamiya AS, Ruvollo-Filho AC, de Camargo ER, Barbosa DB. The growing importance of materials that prevent microbial adhesion:

- antimicrobial effect of medical devices containing silver. *Int J Antimicrob Agents*. 2009;34(2):103-10.
87. Hannig M, Kriener L, Hoth-Hannig W, Becker-Willinger C, Schmidt H. Influence of nanocomposite surface coating on biofilm formation in situ. *J Nanosci Nanotechnol*. 2007;7(12):4642-8.
 88. Allaker RP. The use of nanoparticles to control oral biofilm formation. *J Dent Res*. 2010;89(11):1175-86.
 89. Song W, Ge S. Application of Antimicrobial Nanoparticles in Dentistry. *Molecules*. 2019;24(6).
 90. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Maffia E, Massironi S, Scribante A, Alberti G, et al. Chromium release from new stainless steel, recycled and nickel-free orthodontic brackets. *Angle Orthod*. 2009;79(2):361-7.
 91. Bączela J, Łabowska MB, Detyna J, Zięty A, Michalak I. Functional Coatings for Orthodontic Archwires-A Review. *Materials (Basel)*. 2020;13(15).
 92. Nambi N, Shrinivaasan NR, Dhayananth L, Chajallani V, George A. Renaissance in orthodontics: Nanotechnology. *International Journal of Orthodontic Rehabilitation*. 2016;7:139.
 93. Umalkar D, Jawale Db, Patil S. Application of Nanotechnology in Orthodontics: A Critical Review. 2017.
 94. Kachoei M, Eskandarinejad F, Divband B, Khatamian M. The effect of zinc oxide nanoparticles deposition for friction reduction on orthodontic wires. *Dent Res J (Isfahan)*. 2013;10(4):499-505.
 95. Oves M, Aslam M, Rauf MA, Qayyum S, Qari HA, Khan MS, et al. Antimicrobial and anticancer activities of silver nanoparticles synthesized from the root hair extract of *Phoenix dactylifera*. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2018;89:429-43.
 96. Deshmukh SP, Patil SM, Mullani SB, Delekar SD. Silver nanoparticles as an effective disinfectant: A review. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2019;97:954-65.
 97. Wang L, Hu C, Shao L. The antimicrobial activity of nanoparticles: present situation and prospects for the future. *Int J Nanomedicine*. 2017;12:1227-49.
 98. Pantic I. Application of silver nanoparticles in experimental physiology and clinical medicine: Current status and future prospects. *Reviews on advanced materials science*. 2013;34.
 99. Fernando SSN, Gunasekara C, Holton J. Antimicrobial Nanoparticles: applications and mechanisms of action. *Sri Lankan Journal of Infectious Diseases*. 2018;8:2.
 100. Roco M. Nanoscale Science and Engineering: Unifying and Transforming Tools. *AIChE Journal*. 2004;50:890-7.
 101. Kim JS, Kuk E, Yu KN, Kim JH, Park SJ, Lee HJ, et al. Antimicrobial effects of silver nanoparticles. *Nanomedicine*. 2007;3(1):95-101.
 102. Durán N, Durán M, de Jesus MB, Seabra AB, Fávaro WJ, Nakazato G. Silver nanoparticles: A new view on mechanistic aspects on antimicrobial activity. *Nanomedicine*. 2016;12(3):789-99.
 103. Bapat RA, Chaubal TV, Joshi CP, Bapat PR, Choudhury H, Pandey M, et al. An overview of application of silver nanoparticles for biomaterials in dentistry. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2018;91:881-98.
 104. Liu J, Han X, Zhang T, Tian K, Li Z, Luo F. Reactive oxygen species (ROS) scavenging biomaterials for anti-inflammatory diseases: from mechanism to therapy. *Journal of Hematology & Oncology*. 2023;16(1):116.

105. Sondi I, Salopek-Sondi B. Silver nanoparticles as antimicrobial agent: a case study on *E. coli* as a model for Gram-negative bacteria. *J Colloid Interface Sci.* 2004;275(1):177-82.
106. Lara HH, Ixtepan-Turrent L, Garza-Treviño EN, Rodríguez-Padilla C. PVP-coated silver nanoparticles block the transmission of cell-free and cell-associated HIV-1 in human cervical culture. *J Nanobiotechnology.* 2010;8:15.
107. Morones JR, Elechiguerra JL, Camacho A, Holt K, Kouri JB, Ramírez JT, et al. The bactericidal effect of silver nanoparticles. *Nanotechnology.* 2005;16(10):2346-53.
108. Pal S, Tak YK, Song JM. Does the antibacterial activity of silver nanoparticles depend on the shape of the nanoparticle? A study of the Gram-negative bacterium *Escherichia coli*. *Appl Environ Microbiol.* 2007;73(6):1712-20.
109. Vadivel VK, Anthony S. Antimicrobial studies of metal and metal oxide nanoparticles. 2016. p. 265-300.
110. Yang X, Li C, Huang C. Curcumin Modified Silver Nanoparticles for Highly Efficient Inhibition of Respiratory Syncytial Virus Infection. *Nanoscale.* 2016;8.
111. Trefry JC, Wooley DP. Silver nanoparticles inhibit vaccinia virus infection by preventing viral entry through a macropinocytosis-dependent mechanism. *J Biomed Nanotechnol.* 2013;9(9):1624-35.
112. Gaikwad S, Ingle A, Gade A, Rai M, Falanga A, Incoronato N, et al. Antiviral activity of mycosynthesized silver nanoparticles against herpes simplex virus and human parainfluenza virus type 3. *Int J Nanomedicine.* 2013;8:4303-14.
113. Ratan ZA, Mashrur FR, Chhoan AP, Shahriar SM, Haidere MF, Runa NJ, et al. Silver Nanoparticles as Potential Antiviral Agents. *Pharmaceutics* [Internet]. 2021; 13(12).
114. Luceri A, Francese R, Lembo D, Ferraris M, Balagna C. Silver Nanoparticles: Review of Antiviral Properties, Mechanism of Action and Applications. *Microorganisms* [Internet]. 2023; 11(3).
115. Kim KJ, Sung WS, Suh BK, Moon SK, Choi JS, Kim JG, et al. Antifungal activity and mode of action of silver nano-particles on *Candida albicans*. *Biometals.* 2009;22(2):235-42.
116. Radhakrishnan VS, Reddy Mudiam MK, Kumar M, Dwivedi SP, Singh SP, Prasad T. Silver nanoparticles induced alterations in multiple cellular targets, which are critical for drug susceptibilities and pathogenicity in fungal pathogen (*Candida albicans*). *Int J Nanomedicine.* 2018;13:2647-63.
117. Acosta-Torres LS, Mendieta I, Nuñez-Anita RE, Cajero-Juárez M, Castaño VM. Cytocompatible antifungal acrylic resin containing silver nanoparticles for dentures. *Int J Nanomedicine.* 2012;7:4777-86.
118. Metin-Gürsoy G, Taner L, Akca G. Nanosilver coated orthodontic brackets: in vivo antibacterial properties and ion release. *Eur J Orthod.* 2017;39(1):9-16.
119. Rai M, Yadav A, Gade A. Silver nanoparticles as a new generation of antimicrobials. *Biotechnol Adv.* 2009;27(1):76-83.
120. Ogaard B, Rølla G, Arends J, ten Cate JM. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 2. Prevention and treatment of lesions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;94(2):123-8.
121. Fatani EJ, Almutairi HH, Alharbi AO, Alnakhli YO, Divakar DD, Muzahed, et al. In vitro assessment of stainless steel orthodontic brackets coated with titanium oxide mixed Ag for anti-adherent and antibacterial properties against *Streptococcus mutans* and *Porphyromonas gingivalis*. *Microb Pathog.* 2017;112:190-4.

122. Fayaz AM, Balaji K, Girilal M, Yadav R, Kalaichelvan PT, Venketesan R. Biogenic synthesis of silver nanoparticles and their synergistic effect with antibiotics: a study against gram-positive and gram-negative bacteria. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine*. 2010;6(1):103-9.
123. Niska K, Knap N, Kędzia A, Jaskiewicz M, Kamysz W, Inkielewicz-Stepniak I. Capping Agent-Dependent Toxicity and Antimicrobial Activity of Silver Nanoparticles: An In Vitro Study. Concerns about Potential Application in Dental Practice. *Int J Med Sci*. 2016;13(10):772-82.
124. Brandt O, Mildner M, Egger AE, Groessl M, Rix U, Posch M, et al. Nanoscale silver possesses broad-spectrum antimicrobial activities and exhibits fewer toxicological side effects than silver sulfadiazine. *Nanomedicine*. 2012;8(4):478-88.
125. Mazumder J, Khatoun N, Batra P, Sardar M. Biosynthesized Silver Nanoparticles for Orthodontic Applications. *Advanced Science, Engineering and Medicine*. 2018;10:1169-73.
126. Redlich M, Katz A, Rapoport L, Wagner HD, Feldman Y, Tenne R. Improved orthodontic stainless steel wires coated with inorganic fullerene-like nanoparticles of WS₂ impregnated in electroless nickel-phosphorous film. *Dental Materials*. 2008;24(12):1640-6.
127. Tawakal MS, Abdelghany Metwally AM, El-Wassefy NA, Tawfik MA, Shamaa MS. Static friction, surface roughness, and antibacterial activity of orthodontic brackets coated with silver and silver chitosan nanoparticles. *J World Fed Orthod*. 2023;12(6):260-8.
128. Pacheco M, Jansen W, Oliveira D. The role of friction in orthodontics. *Dental Press Journal of Orthodontics*. 2012;17:170-7.
129. Espinosa Cristóbal L, López-Ruiz N, Cabada-Tarín D, Reyes-López S, Zaragoza-Contreras E, Constandse-Cortéz D, et al. Antiadherence and Antimicrobial Properties of Silver Nanoparticles against *Streptococcus mutans* on Brackets and Wires Used for Orthodontic Treatments. *Journal of Nanomaterials*. 2018;2018:1-11.
130. Amiri M, Etemadifar Z, Daneshkazemi A, Nateghi M. Antimicrobial Effect of Copper Oxide Nanoparticles on Some Oral Bacteria and *Candida* Species. *J Dent Biomater*. 2017;4(1):347-52.
131. Redlich M, Katz A, Rapoport L, Wagner HD, Feldman Y, Tenne R. Improved orthodontic stainless steel wires coated with inorganic fullerene-like nanoparticles of WS₂ impregnated in electroless nickel-phosphorous film. *Dent Mater*. 2008;24(12):1640-6.
132. Chun MJ, Shim E, Kho EH, Park KJ, Jung J, Kim JM, et al. Surface modification of orthodontic wires with photocatalytic titanium oxide for its antiadherent and antibacterial properties. *Angle Orthod*. 2007;77(3):483-8.
133. Degrazia FW, Leitune VC, Garcia IM, Arthur RA, Samuel SM, Collares FM. Effect of silver nanoparticles on the physicochemical and antimicrobial properties of an orthodontic adhesive. *J Appl Oral Sci*. 2016;24(4):404-10.
134. Pérez-Díaz MA, Boegli L, James G, Velasquillo C, Sánchez-Sánchez R, Martínez-Martínez R-E, et al. Silver nanoparticles with antimicrobial activities against *Streptococcus mutans* and their cytotoxic effect. *Materials Science and Engineering: C*. 2015;55:360-6.

135. Jasso-Ruiz I, Velazquez-Enriquez U, Scougall-Vilchis RJ, Morales-Luckie RA, Sawada T, Yamaguchi R. Silver nanoparticles in orthodontics, a new alternative in bacterial inhibition: in vitro study. *Prog Orthod*. 2020;21(1):24.
136. Song W, Ge S. Application of Antimicrobial Nanoparticles in Dentistry. *Molecules*. 2019;24(6):1033.
137. Cunningham B, Engstrom AM, Harper BJ, Harper SL, Mackiewicz MR. Silver Nanoparticles Stable to Oxidation and Silver Ion Release Show Size-Dependent Toxicity In Vivo. *Nanomaterials (Basel)*. 2021;11(6).
138. Shivaram A, Bose S, Bandyopadhyay A. Understanding long-term silver release from surface modified porous titanium implants. *Acta Biomater*. 2017;58:550-60.
139. Yin IX, Zhang J, Zhao IS, Mei ML, Li Q, Chu CH. The Antibacterial Mechanism of Silver Nanoparticles and Its Application in Dentistry. *Int J Nanomedicine*. 2020;15:2555-62.
140. He L, Dai D, Xie L, Chen Y, Zhang C. Biological effects, applications and strategies of nanomodification of dental metal surfaces. *Materials & Design*. 2021;207:109890.
141. Bączela J, Łabowska MB, Detyna J, Zięty A, Michalak I. Functional Coatings for Orthodontic Archwires—A Review. *Materials* [Internet]. 2020; 13(15).
142. Arango S, Peláez-Vargas A, García C. Coating and Surface Treatments on Orthodontic Metallic Materials. *Coatings*. 2013;3(1):1-15.
143. Li PH, Chu PK. 1 - Thin film deposition technologies and processing of biomaterials. In: Griesser HJ, editor. *Thin Film Coatings for Biomaterials and Biomedical Applications: Woodhead Publishing*; 2016. p. 3-28.
144. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Fabrication of hard coatings on NiTi instruments. *J Endod*. 2003;29(2):132-4.
145. Makhlof ASH. 1 - Current and advanced coating technologies for industrial applications. In: Makhlof ASH, Tiginyanu I, editors. *Nanocoatings and Ultra-Thin Films: Woodhead Publishing*; 2011. p. 3-23.
146. Di Pietrantonio F, Cannatà D, Benetti M. Biosensor technologies based on nanomaterials. 2019. p. 181-242.
147. Choy KL. Chemical vapour deposition of coatings. *Progress in Materials Science*. 2003;48(2):57-170.
148. Sebastián P, Climent V, Feliu JM, Gómez E. Ionic Liquids in the Field of Metal Electrodeposition. In: Wandelt K, editor. *Encyclopedia of Interfacial Chemistry*. Oxford: Elsevier; 2018. p. 690-700.
149. Sobha Jayakrishnan D. 5 - Electrodeposition: the versatile technique for nanomaterials. In: Saji VS, Cook R, editors. *Corrosion Protection and Control Using Nanomaterials: Woodhead Publishing*; 2012. p. 86-125.
150. Meyer-Kobbe V, Doll K, Stiesch M, Schwestka-Polly R, Demling A. Comparison of intraoral biofilm reduction on silver-coated and silver ion-implanted stainless steel bracket material : Biofilm reduction on silver ion-implanted bracket material. *J Orofac Orthop*. 2019;80(1):32-43.
151. Arash V, Keikhaee F, Rabiee SM, Rajabnia R, Khafri S, Tavanafar S. Evaluation of Antibacterial Effects of Silver-Coated Stainless Steel Orthodontic Brackets. *J Dent (Tehran)*. 2016;13(1):49-54.
152. Kokubo T, Takadama H. How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity? *Biomaterials*. 2006;27(15):2907-15.

153. Kokubo T, Kushitani H, Sakka S, Kitsugi T, Yamamuro T. Solutions able to reproduce in vivo surface-structure changes in bioactive glass-ceramic A-W. *J Biomed Mater Res.* 1990;24(6):721-34.
154. Varela-Caselis JL, Reyes-Cervantes E, Rubio-Rosas E. Crecimiento en fluido fisiológico simulado de hidroxiapatita sobre películas de PMMA-sílice-CaO. *Superficies y vacío.* 2011;24(3):92-5.
155. Barrere F, van Blitterswijk CA, de Groot K, Layrolle P. Influence of ionic strength and carbonate on the Ca-P coating formation from SBFx5 solution. *Biomaterials.* 2002;23(9):1921-30.
156. Barrere F, van BC, de GK, Layrolle P. Nucleation of biomimetic Ca-P coatings on ti6A14V from a SBF x 5 solution: influence of magnesium. *Biomaterials.* 2002;23(10):2211-20.
157. Lu X, Leng Y. Theoretical analysis of calcium phosphate precipitation in simulated body fluid. *Biomaterials.* 2005;26(10):1097-108.
158. Du C, Klasens P, Haan RE, Bezemer J, Cui FZ, de Groot K, et al. Biomimetic calcium phosphate coatings on Polyactive 1000/70/30. *J Biomed Mater Res.* 2002;59(3):535-46.
159. Spoerke ED, Stupp SI. Synthesis of a poly(L-lysine)-calcium phosphate hybrid on titanium surfaces for enhanced bioactivity. *Biomaterials.* 2005;26(25):5120-9.
160. Lin M, Overgaard S, Glerup H, Søballe K, Bünger C. Transforming growth factor-beta1 adsorbed to tricalciumphosphate coated implants increases peri-implant bone remodeling. *Biomaterials.* 2001;22(3):189-93.
161. Wen HB, de Wijn JR, van Blitterswijk CA, de Groot K. Incorporation of bovine serum albumin in calcium phosphate coating on titanium. *J Biomed Mater Res.* 1999;46(2):245-52.
162. do Serro AP, Fernandes AC, de Jesus Vieira Saramago B. Calcium phosphate deposition on titanium surfaces in the presence of fibronectin. *J Biomed Mater Res.* 2000;49(3):345-52.
163. Radin S, Campbell JT, Ducheyne P, Cuckler JM. Calcium phosphate ceramic coatings as carriers of vancomycin. *Biomaterials.* 1997;18(11):777-82.
164. Li P, Nakanishi K, Kokubo T, de Groot K. Induction and morphology of hydroxyapatite, precipitated from metastable simulated body fluids on sol-gel prepared silica. *Biomaterials.* 1993;14(13):963-8.
165. Liu X, Ding C, Chu PK. Mechanism of apatite formation on wollastonite coatings in simulated body fluids. *Biomaterials.* 2004;25(10):1755-61.
166. Shin K, Acri T, Geary S, Salem AK. Biomimetic Mineralization of Biomaterials Using Simulated Body Fluids for Bone Tissue Engineering and Regenerative Medicine. *Tissue Eng Part A.* 2017;23(19-20):1169-80.
167. Kokubo T, Yamaguchi S. Novel bioactive materials developed by simulated body fluid evaluation: Surface-modified Ti metal and its alloys. *Acta Biomater.* 2016;44:16-30.
168. Wu G, Liu Y, Iizuka T, Hunziker EB. Biomimetic coating of organic polymers with a protein-functionalized layer of calcium phosphate: the surface properties of the carrier influence neither the coating characteristics nor the incorporation mechanism or release kinetics of the protein. *Tissue Eng Part C Methods.* 2010;16(6):1255-65.
169. Gkioni K, Leeuwenburgh SC, Douglas TE, Mikos AG, Jansen JA. Mineralization of hydrogels for bone regeneration. *Tissue Eng Part B Rev.* 2010;16(6):577-85.

170. Murphy WL, Kohn DH, Mooney DJ. Growth of continuous bonelike mineral within porous poly(lactide-co-glycolide) scaffolds in vitro. *J Biomed Mater Res.* 2000;50(1):50-8.
171. Shin K, Jayasuriya AC, Kohn DH. Effect of ionic activity products on the structure and composition of mineral self assembled on three-dimensional poly(lactide-co-glycolide) scaffolds. *J Biomed Mater Res A.* 2007;83(4):1076-86.
172. Sukontapatipark W, el-Agroudi MA, Selliseth NJ, Thunold K, Selvig KA. Bacterial colonization associated with fixed orthodontic appliances. A scanning electron microscopy study. *Eur J Orthod.* 2001;23(5):475-84.
173. Lundström F, Krasse B. Caries incidence in orthodontic patients with high levels of *Streptococcus mutans*. *Eur J Orthod.* 1987;9(2):117-21.
174. Lee SH, Chang YI. Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium alloy wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120(6):654-63.
175. Ünal İ, Zor S, Atapek S. Influence of Artificial Saliva on NiTi orthodontic Wires A Study on the Surface Characterization. 2013.
176. Barcelos A, Luna A, Ferreira N, Castro Braga AV, Lago D, Senna L. Corrosion Evaluation of Orthodontic Wires in Artificial Saliva Solutions by Using Response Surface Methodology. *Materials Research.* 2013;16:50-64.
177. Doshi UH, Bhad-Patil WA. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(1):74-9.
178. Sheibaninia A, Salehi A, Asatourian A. Comparison of spring characteristics of titanium-molybdenum alloy and stainless steel. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(1):e84-e90.
179. Yu J-H, Wu LC, Hsu JT, Chang YY, Huang HH, Huang HL. Surface Roughness and Topography of Four Commonly Used Types of Orthodontic Archwire. *Journal of Medical and Biological Engineering.* 2011;31:367-70.
180. Titiz S, Keskin Erdoğan Z, Hames Tuna EE, Aras A. Nickel Release and the Viability of *Streptococcus mutans* Corresponding to Low Risk of Dental Caries in Artificial Saliva Containing Orthodontic Appliances: In Vitro Study. *Turk J Orthod.* 2022;35(3):157-65.
181. Farronato G, Maijer R, Caria MP, Esposito L, Alberzoni D, Cacciatore G. The effect of Teflon coating on the resistance to sliding of orthodontic archwires. *Eur J Orthod.* 2012;34(4):410-7.
182. Karamian E, Kalantar Motamedi MR, Khandan A, Soltani P, Maghsoudi S. An in vitro evaluation of novel NHA/zircon plasma coating on 316L stainless steel dental implant. *Progress in Natural Science: Materials International.* 2014;24(2):150-6.
183. Qiu D, Wang A, Yin Y. Characterization and corrosion behavior of hydroxyapatite/zirconia composite coating on NiTi fabricated by electrochemical deposition. *Applied Surface Science.* 2010;257:1774-8.
184. Hernández-Sierra JF, Ruiz F, Cruz Pena DC, Martínez-Gutiérrez F, Martínez AE, de Jesús Pozos Guillén A, et al. The antimicrobial sensitivity of *Streptococcus mutans* to nanoparticles of silver, zinc oxide, and gold. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine.* 2008;4(3):237-40.
185. Stobie N, Duffy B, McCormack DE, Colreavy J, Hidalgo M, McHale P, et al. Prevention of *Staphylococcus epidermidis* biofilm formation using a low-temperature processed silver-doped phenyltriethoxysilane sol-gel coating. *Biomaterials.* 2008;29(8):963-9.

186. Jung WK, Koo HC, Kim KW, Shin S, Kim SH, Park YH. Antibacterial activity and mechanism of action of the silver ion in *Staphylococcus aureus* and *Escherichia coli*. *Appl Environ Microbiol*. 2008;74(7):2171-8.
187. Elchaghaby M, Rashad S, Mohamed Yousry Y. Inhibitory effect of silver nanoparticles synthesized using the chamomile extract against *Streptococcus mutans* cariogenic pathogen. *Dental and Medical Problems*. 2023;60:483-8.
188. Gil FJ, Espinar-Escalona E, Clusellas N, Fernandez-Bozal J, Artes-Ribas M, Puigdollers A. New Bactericide Orthodontic Archwire: NiTi with Silver Nanoparticles. *Metals*. 2020;10(6):702.
189. Al-Ansari MM, Al-Dahmash ND, Ranjitsingh AJA. Synthesis of silver nanoparticles using gum Arabic: Evaluation of its inhibitory action on *Streptococcus mutans* causing dental caries and endocarditis. *J Infect Public Health*. 2021;14(3):324-30.
190. Lu Z, Rong K, Li J, Yang H, Chen R. Size-dependent antibacterial activities of silver nanoparticles against oral anaerobic pathogenic bacteria. *J Mater Sci Mater Med*. 2013;24(6):1465-71.
191. Parvekar P, Palaskar J, Metgud S, Maria R, Dutta S. The minimum inhibitory concentration (MIC) and minimum bactericidal concentration (MBC) of silver nanoparticles against *Staphylococcus aureus*. *Biomater Investig Dent*. 2020;7(1):105-9.