Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú. Decana de América

Dirección General de Estudios de Posgrado
Facultad de Odontología
Unidad de Posgrado

Comparación de la resistencia al desgaste por fricción en pilares de prótesis parcial removible de dos materiales restauradores

TESIS

Para optar el Grado Académico de Magíster en Estomatología

AUTOR

Lourdes Teresa LARA TÉLLEZ

ASESOR

Mg. Romel Armando WATANABE VELÁSQUEZ

Lima, Perú

2023



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Lara L. Comparación de la resistencia al desgaste por fricción en pilares de prótesis parcial removible de dos materiales restauradores [Tesis de maestría]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Odontología, Unidad de Posgrado; 2023.

Metadatos complementarios

Datos de autor	
Nombres y apellidos	Lourdes Teresa Lara Téllez
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	08745909
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0001-5513-4282
Datos de asesor	
Nombres y apellidos	Romel Armando Watanabe Velásquez
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	07310411
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0002-6873-3361
Datos del jurado	
Presidente del jurado	
Nombres y apellidos	Martha Cecilia Rodríguez Vargas
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	25829295
Miembro del jurado 1	
Nombres y apellidos	Eliberto Ruiz Ramirez
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	43493292
Miembro del jurado 2	
Nombres y apellidos	Jesús Julio Ochoa Tataje

Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	07033907
Datos de investigación	
Línea de investigación	B.3.3.2 Biomateriales dentales e innovación tecnológica
Grupo de investigación	ORALRES Restauración y rehabilitación de la salud bucal
Agencia de financiamiento	Perú. Universidad Nacional Mayor de San Marcos. Vicerrectorado de Investigación y Posgrado. Programa de Promoción de Tesis de Postgrado RR N° 016370-2020-R/UNMSM Código: A20050015
Ubicación geográfica de la investigación	Laboratorio de Microbiología de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos Latitud: -12.05819215 Longitud: -77.0189181894387
Año o rango de años en que se realizó la investigación	2020 , 2021, 2022 y 2023
URL de disciplinas OCDE	Odontología, Cirugía oral, Medicina oral http://purl.org/pe-repo/ocde/ford#3.02.14

Facultad de Odontología
Universidad Nacional Mayor de San Marcos
UNIDAD DE POSGRADO

"Año de la unidad, la paz y el desarrollo"

ACTA N° 008-FO-UPG-2023

ACTA DE SUSTENTACIÓN PRESENCIAL DE TESIS PARA OPTAR EL GRADO ACADÉMICO DE MAGÍSTER EN ESTOMATOLOGÍA

En la ciudad de Lima, a los siete días del mes de julio del año dos mil veintitrés, siendo las 12:00 horas, se reunieron los miembros del jurado para llevar a cabo la sustentación presencial de la tesis titulada: **"COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA AL DESGASTE POR FRICCIÓN EN PILARES DE PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE DE DOS MATERIALES RESTAURADORES";** presentada por la **Bachiller LOURDES TERESA LARA TÉLLEZ,** para optar el Grado Académico de Magíster en Estomatología.

Concluida la exposición, se procedió a la evaluación correspondiente, después de la cual obtuvo la siguiente calificación:

EXCELENTE	20	VEINTE
Escala	Números	Letras

A continuación, el Presidente del Jurado, en virtud de los resultados favorables, recomienda que la Facultad de Odontología proponga que la Universidad le otorgue a la **Bachiller LOURDES TERESA LARA TÉLLEZ,** el Grado Académico de Magister en Estomatología.

Siendo las 13 horas se da por concluido el acto académico de sustentación y se expide la presente acta.

Dra. Martha Cecilia Rodriguez Vargas
Presidente

Mg. Jesús Julio Ochoa Tataje
Miembro

Mg. Eliberto Ruiz Ramirez
Miembro

Mg. Romel Armando Watanabe Velásquez
Miembro Asesor

Escala de calificación

- Excelente 20, 19
- Muy bueno 18, 17
- Bueno 16, 15
- Aprobado 14
- Desaprobado 13 o menos

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
Universidad del Perú. Decana de América
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
UNIDAD DE POSGRADO

CERTIFICADO DE SIMILITUD

Yo, **Romel Armando Watanabe Velásquez**, en mi condición de asesor acreditado con el **Dictamen N°146-FO-UPG-2017**, del 18 de octubre de 2017, de la tesis, cuyo título es **"COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA AL DESGASTE POR FRICCIÓN EN PILARES DE PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE DE DOS MATERIALES RESTAURADORES"**, presentado por la bachiller **Lourdes Teresa Lara Téllez**, para optar el Grado Académico de Magíster en Estomatología.

CERTIFICO que se ha cumplido con lo establecido en la Directiva de Originalidad y de Similitud de Trabajos Académicos, de Investigación y Producción Intelectual. Según la revisión, análisis y evaluación mediante el software de similitud textual, el documento evaluado cuenta con el porcentaje de **12% de similitud**, nivel **PERMITIDO** para continuar con los trámites correspondientes y para su **publicación en el repositorio institucional.**

Se emite el presente certificado en cumplimiento de lo establecido en las normas vigentes, como uno de los requisitos para la obtención del grado correspondiente.

Firma del Asesor _____

DNI: 07310411

Nombres y apellidos del asesor: Romel Armando Watanabe Velásquez



Huella digital

A mis hijos Renato y Luly,
a mi Mateito y a mi compañero de
vida: Miroslav

Mi agradecimiento a mi Alma Mater,
y a todos los que hicieron posible la culminación de esta tesis,

en especial al Dr. Romel Watanabe,
mi asesor y amigo.

ÍNDICE

Página

DEDICATORIA…..1
AGRADECIMIENTO…. 2
ÍNDICE….3
INDICE DE TABLAS…….5
INDICE DE FIGURAS……. 6
INDICE DE GRÁFICOS ……... 6
RESUMEN- PALABRAS CLAVE… 7
ABSTRACT- KEYWORDS 8

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

1.1 Situación problemática 9
1.2 Formulación del problema.....…….12
1.3 Justificación..... 12
1.4 Objetivos de la Investigación… 13
1.2.1 Objetivo General 13
1.2.2 Objetivos Específicos 13

CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO

2.1 Marco filosófico o epistemológico..... 14
2.2 Antecedentes 14
2.3 Bases teóricas 17
2.3.1 Resistencia a la abrasión y desgaste..... 17
2.3.2 Saliva..... 19
2.3.3 Resinas compuestas…… 21
2.3.4 Amalgama dental 31
2.3.5 Aleaciones de cobalto cromo y cromo níquel coladas…… 36
2.3.6 Componentes de la prótesis parcial removible…….38

2.3.6 Glosario 39

CAPÍTULO 3: HIPÓTESIS Y VARIABLES

3.1 Hipótesis general 40
3.2 Identificación de las variables 40
3.3 Operacionalización de las variables 40

CAPÍTULO 4: METODOLOGÍA

4.1 Comité de Ética ..... .41
4.2 Tipo y diseño de investigación… ..... .41
4.3 Población de estudio ..... .41
4.4 Unidad de Análisis 41
4.5 Tamaño de la Muestra 41
4.6 Selección de la Muestra ..... .42
4.7 Técnica de Recolección de Datos ..... .42
4.8 Análisis e interpretación de la Información ..... .45

CAPÍTULO 5: RESULTADOS

5.1 Del objetivo general ……..…… 46
5.2 Del Objetivo específico 1: Resina Nanohíbrida ……. 54
5.3 Del Objetivo específico 2: Resina Nanorrelleno…… 59
5.4 Del Objetivo específico 3: Amalgama de fase dispersa 65
5.5 Del Objetivo específico 4: Esmalte sano ..... .67

CAPÍTULO 6: DISCUSIÓN 71

CAPÍTULO 7: IMPACTO 73

CAPÍTULO 8: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES……...74

CAPÍTULO 9: REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 75

ANEXO 1: Ficha de recolección de datos…… 79
ANEXO 2: Informe Técnico de la Máquina de desgaste (DESGASTÓMETRO)…80
ANEXO 3: Prueba de Normalidad de los datos… 95

ÍNDICE DE TABLAS,

Página

Tabla1. Estadísticas descriptivas del peso……...….46

Tabla 2. Coeficiente de variación en peso…….. .47

Tabla 3. Decremento promedio porcentual respecto al valor inicial……48

Tabla 4. Comparación de los 4 materiales por decrementos en los 2000 ciclos…..48

Tabla 5. Comparaciones de 2 en 2 Dwass-Steel-Critchlow-Fligner (DSCF)…… .49

Tabla 6. Comparación de los 4 materiales por decremento a los 4000 ciclos…....49

Tabla 7. Comparaciones de 2 en 2 Dwass-Steel-Critchlow-Fligner……...…50

Tabla 8. Comparación de los 4 materiales por decremento 8000 ciclos……..50

Tabla 9. Comparaciones dos a dos (DSCF)…….51

Tabla 10. Prueba Mann Whitney (MW) de porosidad de las dos resinas… …… 51

Tabla 11. Prueba MW de surcos de las dos resinas…… 53

Tabla 12. Prueba no paramétrica de Friedman (PNPF) de peso de resina nanohíbrida en 4 ciclos……54

Tabla 13. Comparaciones entre Parejas (Durbin-Conover) (DC) resina nanohíbrida……....55

Tabla 14. ANOVA de muestras repetidas porosidad Resina Nanohíbrida…….56

Tabla 15. Pruebas de efectos intra-sujetos resina nanohíbrida……. .56

Tabla 16. Análisis post hoc con Bonferroni comparaciones por pareja porosidad resina nanohíbrida……. 57

Tabla 17. Prueba PNPF surcos en resina nanohíbrida……58

Tabla 18. Prueba PNPF peso de resina de nanorrelleno……..59

Tabla 19. Comparación entre parejas de resina de nanorrelleno en los 4 momentos……..……..60

Tabla 20. Prueba PNPF porosidad en resina de nanorrelleno……..…61

Tabla 21. Comparaciones de parejas de momentos resina nanorrelleno……..…61

Tabla 22. Prueba PNPF. Surcos de resinas de nanorrelleno……..……..62

Tabla 23. Comparaciones entre parejas post hoc Durvin Conover surcos en Resinas de nanorrelleno….....63
Tabla 24. ANOVA de muestras repetidas amalgama.....64
Tabla 25. Pruebas de efectos intrasujetos amalgama……65
Tabla 26. Comparaciones por parejas de momentos 65
Tabla 27. ANOVA de medidas repetidas esmalte.....66
Tabla 28. Prueba de esfericidad de Mauchly[a] 67
Tabla 29. Prueba de efectos intrasujetos esmalte 67
Tabla 30. Comparaciones por parejas de momentos 67

ÍNDICE DE FIGURAS **Página**

Figura 1. Forma y dimensiones de la muestra.....42
Figura 2. Molde para elaborar las muestras…… 43

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Promedio del peso de los 4 materiales en los 4 momentos… 47
Gráfico 2. Promedio de porosidades de las dos resinas en los 4 momentos… 52
Gráfico 3. Promedio de surcos de las dos resinas en los 4 momentos 53
Gráfico 4. Promedio del peso en mg de la resina nanohíbrida en los 4 momentos ..55
Gráfico 5. Promedio de la porosidad de la resina nanohíbrida en los 4 momentos..58
Gráfico 6. Promedio de surcos de la resina nanohíbrida en los 4 momentos… 58
Gráfico 7. Promedio en peso de la resina de nanorrelleno en los 4 momentos 60
Gráfico 8. Promedio de porosidad de la res.de nanorrelleno en los 4 momentos 62
Gráfico 9. Promedio de surcos de la resina nanohíbrida en los 4 momentos 63
Gráfico 10. Promedio de peso de la amalgama en los 4 momentos 66
Gráfico 11. Promedio del peso del esmalte sano en los 4 momentos.....68

Resumen

El Objetivo de la investigación fue comparar la resistencia al desgaste por fricción de dos materiales restauradores de nanotecnología utilizados en la restauración directa de dientes pilares de prótesis parcial removible. Se confeccionaron 40 muestras de distintos materiales, se dividieron en 4 grupos: Grupo A: 10 muestras de resina nanohíbrida *TetricN- Ceram*^{TM} *Ivoclar Vivadent*., Grupo B: 10 muestras de resina de nanorrelleno marca Filtek^{TM} Z350 3M *ESPE*, Grupo C: 10 de amalgama dispersa *Pentalloy 2000* sin fase gamma 2 y Grupo D: 10 con esmalte dentario como grupo control. Se sometió a desgaste por fricción cada una de las muestras, con la ayuda de una máquina elaborada para tal fin, mediante 3 ciclos de desgaste: de 2000 deslizamientos, de 4000 deslizamientos y de 8000 deslizamientos. También se procedió a observar los surcos y porosidades formadas después de cada ciclo de desgaste mediante microscopio estereoscópico.

Resultados: se estableció que entre los desgastes ocurridos entre las dos resinas de nanotecnología no hubo ninguna diferencia, al igual en la observación de porosidades y surcos decayeron en número después de cada ciclo de desgaste sin diferencias significativas.

El material que demostró mayor desgaste fue la amalgama.

Las resinas de nanotecnología estudiadas también demostraron tener mayor resistencia al desgaste que el esmalte.

Palabras Clave:

Resinas compuestas, nanotecnología, amalgama dental, prótesis dental, pilares dentales, fricción.

Abstract

The objective of the research was to compare the resistance to frictional wear of two nanotechnology restorative materials used in the direct restoration of removable partial denture abutment teeth. 40 samples of different materials were made, divided into 4 groups: Group A: 10 samples of Tetric N- Ceram ™ Ivoclar Vivadent nanohybrid resin, Group B: 10 samples of Filtek™Z350 3M ESPE nanofiller resin, Group C: 10 amalgam dispersed Pentalloy 2000 without gamma phase 2 and Group D: 10 with dental enamel as a control group. Each of the samples was subjected to wear by friction, with the help of a machine made for this purpose, through 3 wear cycles: 2,000 slips, 4,000 slips, and 8,000 slips. The grooves and porosities formed after each wear cycle were also observed using a stereoscopic microscope.

Results: there were no significant differences between the wear that occurred between the two nanotechnology resins, as well as the observation of porosities and grooves that decreased in number after each wear cycle without significant differences. The material that worsened the greatest wear was amalgam.

These studied nanotechnology resins also proved to have greater resistance to wear than enamel.

Keywords:

Composite resins, nanotecnology, dental amalgam, dental prosthesis, dental abutments, friction

CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN

1.1. Situación Problemática

Las prótesis parciales removibles (PPR) son aditamentos artificiales que se colocan en la boca de los pacientes que sufren de edentulismo parcial y que cumplen la misión de devolverle la función y estética perdidas. Para lograrlo, este artificio requiere resistir todas las fuerzas que se producen durante la masticación, fonación, deglución y otras funciones; esas fuerzas son compresión, tracción, fricción, etc. Es durante estas funciones que la PPR entra en movimiento mayor o menor, dependiendo de su tipo de soporte: dentosoportado o dentomucosoportado, (Loza, 2006; Mallat 1995). Este aditamento debe contactarse en su estructura metálica con los dientes pilares o con la mucosa del reborde alveolar. Cuando lo hace en dientes éstos deben estar en buenas condiciones, pero muchas veces estos pilares pierden su integridad ya sea por haber sufrido caries o fracturas, y requieren de alguna obturación que pueda restaurar ese diente, ya que alguna parte de la PPR, en especial los retenedores, apoyos, conectores, etc., van a estar en íntimo contacto con el tejido dentario del pilar.

Para rehabilitar estos pilares desde siempre se aconsejó un material resistente al desgaste por fricción que pueda soportar estos esfuerzos, principalmente coronas como restauraciones indirectas, con el inconveniente del alto costo; o amalgamas como restauraciones directas, más económicas y altamente aconsejables desde hace más de un siglo. Pero el inconveniente de este material era la estética pobre,y el de requerir adicionar desgaste al tejido dentario para crear retención para que el material resista en su lugar, y la filtración marginal debido a que no existe adhesión con el tejido dentario. (Arellano, 2010)

La filtración marginal se debe a la liberación de estaño que produce corrosión en los límites de la restauración, facilitando fracturas marginales (Lahoud, 2005), pero este inconveniente fue remediado aumentando cobre a la aleación para que el estaño sea enlazado, no permitiendo esa Fase gamma II (fase débil de la amalgama) tan perjudicial. A este tipo de amalgama se le llama de Fase Dispersa y son más tolerante sobre todo a las quebraduras del margen de la obturación. (Jorgense, 1975) Investigaciones realizadas insinuaron que el mercurio que se libera durante su preparación contamina el ambiente y el organismo humano, a ello se debió el temor a que se coloque este material en la cavidad oral de muchos pacientes que reclaman otro material compatible con la estética. (Rodado

2018; Aguzzi 2010)

Es así como en 1993 Lang y col. a través de sus estudios pudo sustentar una alternativa de tratamiento que son las restauraciones directas de resinas compuestas no metálicas. (Lang, 1993)

Las resinas compuestas salieron al mercado como obturaciones directas allí por los años 70 del siglo anterior, primero como restauraciones simples para dientes anteriores y después para posteriores, pero presentaron complicaciones clínicas como gran contracción de polimerización, desgaste excesivo, filtración marginal, que como consecuencia produjeron caries secundaria y sensibilidad postoperatoria (Barnes, 1991).

Pero con el correr del tiempo se pudieron minimizar o anular estos problemas modificando el relleno específicamente disminuyendo el tamaño de sus partículas hasta hacerlas nanométricas, que al ser partículas diminutas se aminora la contracción de polimerización confieren mayor dureza superficial y calidad en el pulido (Setcots, 1999; O'Brien, 1984) además optimiza la manipulación y condensabilidad (Rulet, 1985).

El desgaste es el daño que sufre una superficie debido a un roce, éste no depende de la extensión de las superficies comprometidas. Esta fuerza de frotamiento o roce se ve disminuida por el pulido mecánico, favoreciendo el endurecimiento de la superficie y menguando la abrasión.

Las superficies rozantes pueden producir elevación de la temperatura que puede extremarse hasta ser mayor que la temperatura de fusión de uno de los cuerpos, es por ello que la lubricación ejerce un papel muy importante. Es por ello que la saliva al disminuir la temperatura durante el frotamiento disminuye el desgaste. (Burdairon, 1991).

Los pilares de PPR que requieren obturaciones, son sometidas a fuerzas de fricción entre la estructura metálica del aditamento y la superficie del diente que pueden producir desgaste, por esa razón, los investigadores determinaron por muchos años, que la amalgama era el mejor material para poder resistir esas fuerzas. (Lahoud, 2005).

Pero con la introducción al mercado de las resinas compuestas como material de restauración directa estética no metálica, hasta su evolución a la actualidad, en la que se develó que "al incrementar el porcentaje de relleno y partículas ultrafinas en su composición, se puede lograr aumentar la resistencia al desgaste" (Burdairon, 1991) Entonces surge la idea de usar las resinas compuestas de nanotecnología en aquellas restauraciones directas en las zonas que se produce fricción en los pilares.

1.2 Formulación del Problema

¿Existe diferencia en la resistencia al desgaste por fricción en pilares de prótesis parcial removible entre dos materiales restauradores?

1.3 Justificación de la Investigación

En la enseñanza del tratamiento restaurador directo de caries, se utilizan dos tipos de materiales de obturación: las metálicas (amalgamas) y las no metálicas (resinas compuestas). El utilizar amalgama requiere una conformación de la cavidad según Black, que produce pérdida de sustancia dental, mientras que para las resinas compuestas no es necesario, además de avanzados sistemas de adhesión actuales hace que éstos sean más confiables, por lo tanto si se comprueba que estas últimas son tan resistentes como la primera, reforzaría la enseñanza de que la restauración de piezas cariadas podría hacerse en forma directa, exclusivamente con resinas compuestas, dejando de lado la amalgama que preserva menos estructura dentaria además de haber sido ya igualadas o superadas por los sistemas de resinas compuestas de nanotecnología.

Investigaciones en su momento, indicaban que es mejor restaurar con obturaciones de metal, mínimamente amalgamas y si no, restauraciones indirectas completas en aquellos pilares que así lo requerían, para poder resistir las fuerzas friccionales de desgaste, ya que las resinas no eran lo suficientemente resistentes.

El requerimiento de erradicar tejido dentario intacto para darle retención a la restauración directa de la aleación, además de la pobre estética y nula adhesión a los tejidos del diente y la filtración del margen son complicaciones que no han sido resueltos.

Así mismo, actualmente con la tendencia a lo natural y los temores fundados o no de los efectos intoxicantes del mercurio, en el organismo y el medio ambiente, los pacientes rechazan el uso de la amalgama. A inicios del 2013, la Asociación Internacional de Investigación Odontológica (IADR) en coordinación con la Federación Dental Internacional (FDI) publicaron un comunicado de prensa, exhortando a la sociedad científica y a los clínicos en general, a desarrollar nuevas alternativas al uso de la

amalgama, con la finalidad de suprimir definitivamente su uso como material odontológico. En este anuncio enumeraron las condiciones que deben cumplir los materiales ideales para una restauración: buena relación costo-eficacia, biocompatibilidad, sellado de la interfaz, sin cambios dimensionales al endurecer, efecto remineralizante de la cavidad generada por la lesión cariosa, fácil manejo, buena resistencia al desgaste y ser fácil de reparar (IADR, 2013).

Investigaciones actuales proponen que hay resinas compuestas que son resistentes al desgaste tanto como la amalgama, que, sumados a los sistemas adhesivos actuales, son más confiables.

Esa razón nos llevó a realizar esta investigación donde se compararán, tres materiales de restauración: resina nanohíbrida, resina de nanorrelleno, y aleación de amalgama dispersa, y determinar si hay diferencia significativa en el desgaste por fricción.

Esta investigación nos puede llevar a concluir si se pudiera utilizar resinas compuestas de nanotecnología en aquellas obturaciones directas que requieran los pilares de prótesis parciales removibles.

1.4. Objetivos de la Investigación

1.4.1 Objetivo General

Comparar la resistencia al desgaste por fricción en pilares de prótesis parcial removible de dos materiales restauradores

1.4.2. Objetivos específicos

- Determinar la resistencia al desgaste por fricción de una resina nanohíbrida.
- Determinar la resistencia al desgaste por fricción de una resina de nanorrelleno.
- Determinar la resistencia al desgaste por fricción de una amalgama de fase dispersa.
- Determinar la resistencia al desgaste por fricción de esmalte sano

CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO

2.1 Marco filosófico o epistemológico de la investigación

Hasta hace pocos años, era universal el uso de la amalgama como restauración directa dental, pero el inconveniente además de estético es que se debía aumentar el desgaste cavitario en el perímetro para poder realizar la retención mecánica, ya que no había otra manera de retenerla en la pieza dentaria, aumentando el riesgo de fracturas dentales por la socavadura que se produce en el tejido dental.

Pero actualmente este material ha sido desplazado por las resinas compuestas de última generación con nanotecnología, pues han demostrado tener una estética insuperable, y la manera predecible de unión con el tejido dentario, esmalte o dentina mediante los sistemas de adhesión también de última generación, relegando a la amalgama a usarse en servicios de salud pública y de manera restringida en aquellos lugares donde no existe facilidades para el uso de las resinas de nanotecnología.

Para realizar obturaciones directas en piezas pilares de PPR, se requiere de materiales que soporten la fricción y el desgaste consecutivo que sucede por los contactos directos entre: material de restauración directa y elementos del artificio protético.

El presente estudio logra establecer y determinar el material actual de nanotecnología más adecuado para las restauraciones directas que minimiza el desgaste por fricción.

Esto solucionaría aquel dilema de qué restauración directa predecible y de larga data en su vida efectiva, recomendaríamos usar en la clínica, disminuyendo costos en tiempo y financiero.

Disminuye costos en tiempo, ya que se puede realizar en una sola sesión a comparación de las restauraciones indirectas que requieren confecciones en laboratorios de técnico dental, aumentando el tiempo en citas clínicas y por ende también costo en dinero.

2.2 Antecedentes de la investigación

Suarez y Lozano (2014), el objetivo del estudio fue comparar la dureza superficial de resinas compuestas de nanotecnología debido al pulido inmediato y después de 24 horas. Materiales y métodos: Se confeccionaron 32 cilindros de resinas de nanotecnología

y se dividieron en dos grupos, 16 de resinas nanohíbridas y 16 de resinas de nanorrelleno. El 50% de cada clase se pulió al instante y el otro 50% después de 24 horas de fotocurarse. La microdureza Vickers se realizó con una fuerza de 500 gr por un lapso de 10 segundos. La información se analizó con la prueba T- student. Resultados: La mayor dureza superficial se logró con el grupo de pulido a 24 horas en comparación con el del grupo inmediato. El resultado fue estadísticamente significativo (P=0,0001). La resina nanohíbrida presentó mayor dureza superficial que la de nanorrelleno para el pulido inmediato y para el pulido después de 24 horas siendo también estadísticamente significativa. Se concluyó que el pulido postergado después de 24 horas presentó valores de mayor dureza superficial para la resina nanohíbrida y de nanorrelleno, que las realizadas inmediatamente.

Cruz et al., (2016), la finalidad de esta investigación fue comparar la dureza y rugosidad de seis resinas de nanotecnología tipos dentina y esmalte. Fueron testeadas 6 resinas compuestas fotopolimerizables de 3 marcas comerciales XRV Herculite dentina y esmalte (Kerr), Herculite XRV Ultra dentina y esmalte (Kerr), y Enamel Plus Hri dentina y esmalte (GDF). Prepararon 60 discos de composite (n=10) usando una matriz de silicona de 10 milímetros de diámetro y 2 milímetros de altura, para análisis del aparato para analizar la rugosidad.También prepararon 72 rueditas de composite, 12 de cada clase de composite con 2 milímetros de altura y 4 milímetros de diámetro. De éstos, 60 fueron sometidos a análisis de microdureza (n=10) y 12 fueron analizados en su superficie al microscopio de fuerza atómica (AFM) (n=2). Resultados: No hallaron diferencias significativas entre las resinas de: Enamel Plus Hri y XRV Herculite, pero sí entre la resina Enamel Plus Hri dentina y las restantes resinas. Con respecto a la superficie, el que presentó valor más elevado fue Herculite XRV esmalte y la más baja rugosidad Herculite XRV Ultra dentina. Los resultados concluyeron que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los valores de los 6 grupos analizados con el rugosímetro, pero al ser ligeramente mayores 0,2 micras permitirían la acumulación de placa Bacteriana.

Granda (2017), el objetivo del estudio fue equiparar la rugosidad de la superficie de composites nanohíbridas por la fricción del cepillo dental con dentífrico clareador y dentífrico común con un instrumento mecánico que imita el cepillado. Se estandarizó la distancia, frecuencia y la fuerza, logrando una velocidad persistente de 270 RPM, que

equivale a 270 ciclos / minuto. Cumplieron 91 800 ciclos que es el período (3 meses) aconsejado por la ADA (American Dental Association) para el cambio del cepillo. Se confeccionaron 30 especímenes cilíndricos de composites nanohíbridas Filtek Z250XT (3M/ESPE) con un grosor de de 2 mm por 8 mm de diámetro, pulidas adecuadamente según protocolo del fabricante y luego sometidas a la máquina de cepillado. La rugosidad de la superficie se midió usando el perfilómetro marca BRUKER provista de una púa diamantada de alta sensibilidad, se evaluó la rugosidad superficial en una longitud 6000 μm. Los resultados se analizaron mediante pruebas ANOVA y pruebas post-hoc de TUKEY. Los resultados dictaron que los especímenes friccionados por el cepillo con pasta dentífrica clareadora Luminous White arrojaron una media de 4,412 μm, siendo la mayor, empero, no fue considerablemente distinta al conjunto cepillado con dentífrico común Colgate Total 12 con 3,810 μm y al final, el conjunto control con una media de 3807 μm. Concluyeron que no hay diferencia estadísticamente significativa entre los tres grupos evaluados durante un período de tres meses.

Sotomayor y Perea (2019), realizaron un estudio para evaluar la microdureza de superficie en bloques de composites en dientes posteriores. Se comparó tres composites: resina bulk (Filtek Bulk Fill), resina microhíbrida (Filtek P60) y resina nanohíbrida (Filtek Z350). Realizaron 45 muestras que se segmentaron en tres porciones de 15 muestras cada uno, consistentes en cilindros de 6 mm de diámetro y 3 mm de altura, mantenidos al 100% de humedad por 48 horas, los que después fueron sometidos 3 punciones con una carga de 15 T mediante la prueba de microdureza superficial Rockell en una de las bases de la muestra en forma de cilindro. Se usó la prueba de comparación Anova. Con los valores logrados se hicieron análisis mediante la prueba de Tukey. Resultados: determinaron que hubo diferencias concluyentes entre los tres grupos. Se concluyó que la resina nanohíbrida Filtek Z350 logra mayor microdureza superficial que las otras resinas: Bulky microhíbrida.

Córdova (2019), el objetivo del estudio in vitro fue determinar el desgaste dental con cepillos dentales de dos marcas Vitis y Pro, en dos resinas compuestas de nanotecnología: Filtek Bulk Fill y Filtek Z350. Se hicieron 32 muestras de composite, fueron partidos en dos clases, de los cepillos Vitis y Pro. Determinándose el peso inicial con una balanza analítica de cuatro dígitos, se usó una máquina artesanal para producir el desgaste en cada muestra por un tiempo determinado, finalmente se pesaron y los

resultados se lograron mediante la prueba T-Student. Resultados: el cepillo Vitis logró un desgaste 0.00026 g y el cepillo Pro un desgaste 0.00109 g en la resina Filtek Z350. Al cepillar con Vitis, la resina Bulk Fill logró un desgaste 0.0005 g en cambio que al cepillar con Pro logró un desgaste 0.0010 g. Determinándose que la resina Filtek Z350 logró un desgaste de 0.000675 g y la Bulk Fill de 0.000750 g. Se concluyó que no había diferencia significativa al desgaste entre ambas resinas Z350 y Bulk Fill, en cambio sí se presentó diferencia significativa al desgaste entre los cepillos Vitis y Pro en el composite marca Z350.

Turbi (2020), el fin de la investigación era especificar la dureza de superficie de composites de nanotecnología de distintos fabricantes, según el rato de fotopolimerización y ocasión del pulido. Se realizó en la clínica odontológica Dr. René Puig Bentz de la Universidad Nacional Pedro Henríquez Ureña, Santo Domingo, República Dominicana durante mayo-agosto 2019. Se elaboraron 90 especímenes de composite, 45 (Brilliant NG) y 45 (Solare X) de 6 mm de grosor x 6 mm de diámetro, fueron fotocuradas en Lámpara LED Valo y finalizadas con discos Soft-Lex 3M.
Se sometieron a test de microdureza en el Laboratorio de Ensayos de la Universidad Autónoma de Nuevo León, México, en el microdurómetro digital HMV-2T-M Shimadzu. Conclusión: el composite Brilliant NG Coltene logró más microdureza, fotopolimerizada por 10 segundos, con valor de 57.50 HV; y la de menos dureza, fotopolimerizada por 20 segundos; en el composite Solare X GC la más microdureza se logró en los especímenes pulidos 24 horas luego de ser fotopolimerizadas con un valor de 36.05 HV y la de menos microdureza en los especímenes sin pulido (33.11 HV). Se concluye que el composite Brilliant NG Coltene logró más dureza superficial según lapso de fotopolimerización y el instante de pulido en comparación del composite Solare X GC.

2.3 Bases teóricas

2.3.1 Resistencia A La Abrasión Y El Desgaste

El desgaste se produce por desprendimiento de material de una o dos o más de las superficies de frotamiento pues sólo contactan por el extremo de sus rugosidades más salientes, y como resultado se obtiene disminución de material, que en condiciones controladas puede ser beneficioso en el acabado y el pulido (Craig, 1998).

El desgaste en las resinas al entrar en contacto con las restauraciones antagonistas

condiciona la pérdida de su anatomía inicial (Toledano, 2009). El desgaste está supeditado a los materiales involucrados y de la superficie de unión entre ellos.

Para disminuir la fuerza de fricción y el desgaste es indispensable la presencia de una fina capa de un lubricante como la salival (Craig, 1998).

El desgaste en las resinas es mayor en restauraciones posteriores, la abrasividad de un material está relacionada con el módulo de resiliencia que es la mayor dosis de energía que puede absorber un cuerpo sin deformarse de manera permanente, que a través de su tasa se podría vaticinar el grado de abrasión de un material durante la trituración de alimentos, quiere decir que cuanto mayor sea el módulo de resiliencia, mayor será la abrasión del material.

Dentro de los varios factores que influyen en el desgaste de una resina, está aquella ligada con el porcentaje de relleno que, al aumentar, disminuye el desgaste.

También influye la dimensión y dureza de los corpúsculos, pues a menor dimensión de éstas, menor será el desgaste, es por ello por lo que las resinas de microrrelleno y las híbridas de partículas nanométricas presentan menor desgaste (Toledano, 2009).

Normalmente el desgate de las resinas se le atribuía a la naturaleza de la matriz y al agente de unión usado en su fabricación, pero hoy se sabe que esto se debe a la producción de microfracturas en su masa, al efecto de la sorción química, así como también a la degradación hidrolítica de los agentes de enlace.

Uno de los precursores que explicó cómo se produce el desgaste originado por la aparición de microfracturas en la resina, fue Leinfelder en 1986. Durante la masticación se producen microfracturas por causa del menor módulo de elasticidad de la resina en relación con el material de relleno, los corpúsculos resisten al desgaste y aplastan la matriz provocando estas microfracturas. Mientras esta carga cíclica se produce, estas grietas aumentan su tamaño y confluyen, ocasionando el derrumbe de corpúsculos de relleno de la superficie del material (Toledano, 2009).

Soderholm en 1984, descubrió que el agua y otros componentes de la saliva pueden degradar la superficie de las partículas de relleno y de los agentes silanos que las conservan unidas, exponiendo la matriz haciéndola muy sensible al desgaste. A esta acción de desgaste por merma de matriz lo llamó *plucking out*.

Jorgensen en 1978, postuló la teoría de protección frente al desgaste, ésta explica que el desgaste de las resinas en áreas libres de contacto oclusal de produce debido a finas partículas abrasivas localizadas en el bolo alimenticio. Pero si el espacio entre las

partículas de relleno es menor de 0,1 μ, no habrá desgaste de la matriz de la resina ni microfracturas originado por las partículas del bolo alimenticio, eso explicaría la menor susceptibilidad al desgaste de las resinas de micro y nanorrelleno.

Basándose en esta teoría de protección al desgaste, es que todos los fabricantes han incorporado a sus resinas un cierto porcentaje de partículas de micro y nanorrelleno, con el fin de disminuir la distancia interpartícula. Este efecto protector obliga que las partículas estén bien distribuidas, y si estas se incorporan aglomeradas o prepolimerizadas ya no ejercerían esa protección, es por ello por lo que en algunas resinas que tienen esto, se deben adicionar un porcentaje de partículas de micro o nanorrelleno adecuadamente dispersadas. Aunque esto no resuelve por completo el problema del desgaste, existen otros tipos de desgaste que ocurren en las zonas de contacto oclusal y en áreas interproximales debido a otros mecanismos más complejos.

La manera de medir la susceptibilidad al desgaste de las resinas es un tema complejo, relacionado con la dureza superficial que se mide con un durómetro.

Las variables que afectan la dureza superficial y por lo tanto el desgaste de las resinas son:

El grado de conversión de los monómeros, a mayor grado de conversión, mayor será la resistencia al desgaste. Se sabe que el oxígeno inhibe la reacción de polimerización, por lo que la capa de monómero expuesta más superficial es rica en radicales libres y tienen un bajo grado de conversión, esta es *la capa de resina inhibida.* Muy útil para asegurar la unión entre los nuevos incrementos de resina, al realizar la operatoria, sin embargo, la última capa incremental de resina deja radicales libres perjudiciales expuestas al medio oral sufriendo así el indeseado desgaste. Es por ello por lo que es necesario siempre eliminar esta última capa mediante el pulido de la restauración.

La absorción de agua, que sucede en la matriz a través de dos mecanismos: el agua degrada la unión entre las fases matriz y relleno, menguando las propiedades mecánicas de la matriz. Por eso que se aconseja aislamiento absoluto durante el procedimiento operatorio.

La rugosidad, a mayor rugosidad mayor desgaste, aconsejándose también el pulido final de la restauración (Suarez, 2014) (Toledano, 2009).

2.3.2 Saliva

Es el líquido secretado por las glándulas salivales, que contiene restos de alimentos, células descamadas y microorganismos. Ellas son: la parótida, sublingual, submaxilar y

las menores situadas sobre todas las mucosas de paladar, mejillas y labios. Estas son de tipos mucosas o serosas dependiendo de su distribución y a la cantidad de proteínas y electrolitos que contienen según la función que requieran; la saliva de la parótida llega a los premolares y molares superiores e inferiores., las de las sublinguales y submaxilares que desembocan por un mismo conducto, dominan la fase serosa hacia la parte inferior y lingual de la boca. Las menores irrigarán el paladar duro y la mucosa labial, los movimientos mímicos, de deglución, y otros distribuyen a la saliva y la mezclan en toda la cavidad bucal (Llena, 2006) (Rivera, 2017) (García, 2012).

La capa de saliva que se coloca sobre la superficie bucal es de 1 a 10 micras, con un máximo de 0,5 ml en total, y juega un papel importante en la salud de los tejidos bucales, al incluir sistemas antibacterianos adosados a las proteínas ligadas al calcio, como también electrolitos que actúan como tampón. Se secreta diariamente aproximadamente de 1 a 1.5 litros y su composición tiene concentraciones dependientes del tipo y grado de estímulo, sea de gusto, de masticación o neurológico. (Rivera, 2017) (García, 2012). El estímulo parasimpático hace que secrete agua y electrolitos, en cambio sí es simpático aumenta la de proteínas. Esto, puede tener excepciones, pues la actuación de los neurorreceptores puede ser más compleja (Llena, 2006).

Estudios indican que durante el día varía tremendamente la composición de la saliva, lo que hay que tener en cuenta cuando se la usa como agente de diagnóstico en odontología.

Hoy día, la saliva se considera una matriz con amplias posibilidades para ser utilizada en investigación y diagnóstico en campos como la odontología, genética, farmacología, epidemiología, entre otros (Rivera, 2017).

Composición

La saliva contiene componentes orgánicos e inorgánicos.

Inorgánicos: potasio, fluoruro, sodio, magnesio, yoduro, cloruro, bicarbonato de calcio, fosfato inorgánico y magnesio. Principalmente son tampones y derivan de los sistemas fosfato y bicarbonato, en contraparte las proteínas son tampones con capacidad restringida.

Orgánicos: Lípidos, glucoproteínas, hidratos de carbono, amilasa, proteínas totales, proteínas ricas en histidina, proteínas ricas en tirosina, proteínas ricas en prolina, Ig As, Ig G, Ig M, aglutinas no Ig, b2 microglobulina, lactoferrina y lisozima. Las glucoproteínas son componentes con gran peso molecular característicos de todas las glándulas salivales, éstas influyen en la viscosidad, se le llaman mucinas.

El ácido siálico es un hidrato de carbono de carga negativa que la hace de amplia configuración e irregular a la molécula de glucoproteína por rechazo de los grupos carboxilo negativos. Cuando el ácido siálico es expulsado por ejemplo por tratamiento con neuroamidasa o cuando se destruye por descarboxilación oxidativa debido a sistemas con peroxidasa, (por ejemplo, Ascoxal) la molécula se torna más compacta y simétrica haciéndose menos viscosa, y que por la acción de altas concentraciones de sal aumentan la fuerza iónica (Llena, 2006).

La saliva como lubricante

Es una importante función que hace que se humedezcan las estructuras orales, esto puede necesitar un elemento algo viscoso, en la que se forma una capa tipo gel sobre el epitelio de la mucosa construyéndose mallas amplias tridimensionales de moléculas de glucoproteínas conectadas entre sí por puentes disulfuro. Esta capa no soluble lubricante de la mucosa oral le permite movimiento con baja fricción contra otras superficies de la boca. La xerostomía es considerada como falta de función de las glándulas salivales mayores (García, 2012).

Estudios asocian el flujo salival con el número de dientes presentes en la boca., pues cuanto mayor es el número de dientes ausentes, menor será el flujo salival. Igualmente relacionan la fuerza de masticación con la secreción de las glándulas salivales. Posiblemente haya un aumento de la estimulación en personas con más dientes, naturales o artificiales, por activación de receptores mecánicos (Juárez, 2017).

2.3.3 Resinas Compuestas

Son biomateriales que ocupan un lugar muy importante en la odontología actual, están indicadas para procedimientos restauradores directos e indirectos, como sellantes de fosas y fisuras, núcleos, inlays, onlays, coronas, restauraciones provisionales, cementos para prótesis dentarias unitarias o múltiples y dispositivos de ortodoncia, selladores endóncicos y postes de conductos. Su gran aplicabilidad clínica es debido a su rendimiento clínico favorable en longevidad y estética, en mayor preservación de tejidos dentales y por la formación de un solo cuerpo (Macchi, 2007) (Soares, 2019).

Composición

El comportamiento de las resinas compuestas o composites depende de su composición, ya que su constitución cuantitativa y cualitativa influyen en sus propiedades

mecánicas, biocompatibilidad, estética y adhesión del esmalte y de la dentina (Soares, 2019).

En los composites existen tres fases: orgánica (matriz polimérica), inorgánica (partículas dispersas de relleno); y un agente de unión con ellos (Lanata, 2008).

Fase o matriz orgánicas, compuesta por dimetacrilatos, siendo los más comunes el Bisfenol glicidil dimetacrilato (BisGMA) molécula monomérica fundamental de gran peso molecular muy viscoso, y el dimetacrilato de uretano (UEDMA) un copolímero de menor peso molecular como plastificante; igualmente el dimetacrilato de bisfenol A (BisEMA), y el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) estos dos últimos de menores pesos moleculares bajadores de viscosidad. (Hervás, 2006), produciéndose finalmente una pasta de consistencia clínicamente manejable. La parte que reacciona y endurece (polimeriza) es la matriz orgánica y es donde se produce la contracción volumétrica (Lanata, 2008).

Fase inorgánica o dispersa, partículas de relleno La adición de partículas de relleno en la matriz, perfecciona grandemente las propiedades físico-mecánicas de las resinas compuestas. La contracción de polimerización se reduce cuando en un compuesto hay menos matriz de resina, al igual que disminuyen la absorción de H2O y el coeficiente de expansión térmica, comparada a la resina sin relleno. Al aumentar el volumen de las partículas de relleno, perfeccionan las siguientes propiedades mecánicas: la resistencia a la compresión, la resistencia elástica, el módulo de elasticidad, al igual que la resistencia al desgaste.

Las partículas de relleno se obtienen por el frotamiento o la trituración del cuarzo o el vidrio de tamaños que van de 0,1 a 100 μm. Los corpúsculos de sílice de tamaño coloidal (0,04 μm), se consigue debido a un proceso de precipitación o pirolítico. Para el relleno, son usadas partículas de cuarzo, sílice, silicato de litio aluminio y cristales de bario, estroncio, zinc e yterbio (Phillips 1998).

Al final se logran partículas de diferentes dimensiones, que favorecen las propiedades físico-mecánicas de la estructura nucleada, disminuyendo la contracción de fotocurado, el coeficiente de variación dimensional térmico, aumentando el módulo elástico, la resistencia al desgaste, mejorando el pulido, así como las propiedades ópticas. La radiopacidad de las resinas compuestas la confieren el Bario (Ba) y el estroncio (Sr) y otros elementos de metal pesado (Phillips 1998).

Agente de acople

Es el que logra unir químicamente las partículas a la matriz de resina permitiendo que ésta sea algo flexible, transmitiendo las fuerzas a los corpúsculos de relleno más duros.

El agente de acople puede mejorar las propiedades físico-mecánicas, proporcionando estabilidad hidrolítica evitando la absorción de agua hacia de unión matriz-relleno.

Son usados los titanatos y circonatos, pero los generalmente utilizados son los provenientes de silanos orgánicos como él y-metacriloxipropiltrimetoxisilano, en estado hidrolizado; este silano incluye grupos silanol que pueden unirse sobre las áreas superficiales del relleno, gracias a la creación de una unión siloxano (S-O-Si). De otro lado, los grupos metacrilato construyen uniones covalentes con el composite cuando ésta fotocura, completándose el acoplamiento (Phillips 1998).

Adicionalmente a los elementos antes mencionados, las resinas compuestas contienen otras sustancias integrantes, como:

A. Sistema activador e iniciador

La reacción de polimerización de los monómeros de metilmetacrilato y dimetil metacrilato, se realiza por adición generada por radicales libres, estos son promovidas gracias a agentes químicos o físicos (luz o calor).

Las resinas compuestas fotoactivadas son usados mayormente que los activados químicamente. Las resinas compuestas fotoactivadas son proporcionadas como una pasta simple en jeringa.

El fotoiniciador es excitado por la exposición de luz con longitud de onda de unos 468 nm e interactúa con una amina alifática contenida en la pasta, luego forma radicales libres que promueven el curado por adición. La *carfonquinona*, es la más usada, cuya magnitud de sensibilidad es 468 nm dentro del espectro de la longitud de onda azul y es contenido en la masa de resina a una proporción aproximada al 0, 2% en peso o menos (Phillips 1998).

B. Inhibidores

Son los elementos que minimizan o evitan la polimerización espontánea de los monómeros. Estos inhibidores poseen un elevado potencial de reacción con radicales libres, pues ante una mínima exposición de luz, como cuando se dispensa la resina, se forma algún radical libre, pero el inhibidor se une con ese radical libre impidiendo que la reacción se distribuya cadena restringiendo el inicio de la polimerización. Cuando se han

agotado todos los inhibidores, se propagará la reacción cuando se produzca el desdoblamiento de los radicales. El usado es el *hidroxitolueno butilado* en cantidades de 0,01% en peso (Phillips 1998).

C. Modificadores ópticos

Para copiar el aspecto de la estructura dentaria, debe haber un matizado o coloración y una translucidez. La adición de pigmentos produce el matizado, estos son óxidos de metales que se incluyen en ínfimas cantidades. (Phillips 1998).

El promedio de tamaño de los corpúsculos de relleno, la cantidad porcentual de volumen y el espacio entre esos corpúsculos repercuten en la fuerza de tolerancia de desgaste de los composites. Los corpúsculos de relleno más diminutos y la mayor cantidad porcentual en volumen permite la menor pérdida de material al desgastarlas por fricción (Rodríguez, 2008).

Clasificación de las resinas

Por la dimensión de las partículas, pueden clasificarse en:

Resinas de macrorrelleno o convencionales

Las originales 1 que salieron al mercado han sufrido modificaciones con el tiempo para mejorar sus propiedades. El más común de los rellenos fue el cuarzo, cuyo tamaño promedio era de 8 a 20 μm, aunque podían llegar a la superficie, más de 80 μm, El relleno fue de 70 a 80% en peso o 60 a 65% en volumen.

Los corpúsculos de relleno eran enormes y eran circundadas de grandes porciones de matriz de resina, por lo que tenían superficies extremadamente rugosas ya que se producía abrasión selectica de la matriz en torno a las partículas de relleno. También las obturaciones eran propensas a pigmentarse por la retención que producía la contextura de la superficie (Phillips, 1998).

Resinas de microrrelleno

Se creó un tipo de resinas con partículas de sílice coloidal como fase inorgánica, para solucionar el problema de la rugosidad superficial.

La dimensión de las partículas oscilaba entre 0, 04 y 0,4 μm, con aproximadamente el 50% en peso y 30 % en volumen. Mejoró la superficie, haciéndola más pulida, pero sus propiedades físico-mecánicas eran menores a la de los composites

tradicionales pues el 70% del volumen del material era de resina matriz, dando lugar una gran absorción de agua, menos resistencia mecánica, más expansión térmica y menor módulo de elasticidad (Phillips, 1998).

Resinas compuestas de partículas pequeñas

Salieron al mercado en el afán de favorecer las características de los dos composites antes mencionadas. La dimensión promedio de los corpúsculos fue 1 a 8 μm, pero en una distribución rala y de gran difusión lo que favorecía una gran carga de relleno: 80% en peso y 60-65% en volumen. Algunos usaron corpúsculos de cuarzo, así como cristales con metales pesados como relleno. Se mejoró la superficie haciéndola más lisa, pudiéndose aplicar en dientes anteriores, pero no fueron superiores a los composites de microrrelleno o híbridas, razón por la que cayeron en desuso (Phillips, 1998).

Resinas compuestas híbridas

Fueron elaboradas con el fin de lograr las superficies lisas de los composites de microrrelleno y la resistencia mecánica de los composites de macrorrelleno. Las partículas fueron de sílice coloidal y las más diminutas de cristales de metales pesados, instituyendo el 75 a 80% en peso. El tamaño oscila entre 0,04 y 5 μm. de las cuales el 75% tienen un tamaño mayor a 1, 0 μm, y el 10 a 20 % en peso del total de relleno, corresponde a sílice coloidal. La mayor cantidad de microrrelleno y las partículas más diminutas, , aumenta la superficie de contacto, pero la cantidad total del relleno no es tan grande como el de las resinas rellenas de corpúsculos pequeños (Phillips, 1998).

Resinas compuestas microhíbridas

Son el progreso de los composites híbridos, ya que mezclan las propiedades físicas de éstas con las cualidades estéticas de los composites de microrrelleno. La dimensión de partículas fluctúa entre 0,04 y 3 μm, siendo la dimensión media entre 0,4 y 0,9 μm, según sea el fabricante, adicionalmente incluye corpúsculos de microrrelleno (SiO_2, YbF_3) de dimensión media que fluctúa entre 0,04 y 0,05 μm. Poseen 65% de relleno en volumen (Phillips, 1998).

Resinas compuestas de nanorrelleno

Son las que incluyen partículas de relleno nanométricas, introducidas últimamente en el mercado. Las partículas de relleno inorgánico poseen *entre 20 y 75 nm*, son de forma

esférica y dispersión de tamaño mínima, se elaboran por un proceso de sílice coloidal. La carga de relleno es entre 75 a 85 % en peso y 60% en volumen. La matriz orgánica está constituida por dimetacrilatos como BisGMA, UDMA, y TEGDMA. El fotoiniciador es la *canforquinona*. Los corpúsculos de relleno son elaborados de vidrio de bario silanizado, vidrio de estroncio silanizado y ácido silícico amorfo hidrofobizado.

Un tratamiento superficial con silano de las partículas, previenen su aglomeración, que era un fenómeno que sufrían las partículas diminutas de las anteriores resinas que se agrupaban formando partículas más grandes disminuyendo sus ventajas.

Las partículas nanométricas al ser más diminutas y numerosas logran superficies más amplias con elevada energía superficial. Así mismo, mejoran sus propiedades estéticas y mecánicas, por ejemplo, la resistencia al desgaste abrasivo, superficies más lisas y destacado pulido, además al adicionar mayor elemento cerámico, resta la medida de composite en la fórmula, y eso hace que minimice la contracción de polimerización volumétrica (CPV) (Soares, 2019) (Hervás, 2006).

Se ha consensuado la cantidad máxima de carga cerámica, pues si se agrega mayor cantidad, la resina perdería características de maniobra adecuada, así como se debilitaría su aspecto óptico. Resultando en composites muy densos y viscosos difíciles de maniobrar, muy opacos y antiestéticos. (Rodríguez, 2008)

Características de las nanopartículas.

El tamaño reducido de las partículas (*20- 75 nm*) no permite la reflexión de la luz, el reflejo de la luz (que da color y opacidad), en un cuerpo, se produce cuando tiene una dimensión mínima equivalente al 50% de la longitud de onda menor del espectro de luz visible (400 nm), mejor dicho, debe tener un mínimo de tamaño de 200 nm para reflejar la luz. Se comportan como transparentes pues la luz las traspasa sin reflejarse en ellas, es ésta la razón por la que estas nanopartículas se pueden incorporar en la composición de las resinas sin modificar la opacidad/translucidez de éstos. (Christiani 2022)

En virtud del tamaño de las nanopartículas, su comportamiento es atípico de sólidos, pues se comportan como líquidos, cuantas más nanopartículas se incorporan en la fórmula, por lo tanto, una resina que contenga sólo nanopartículas se verá como un líquido viscoso y transparente. Es por esa razón que descalifican como material de relleno único, pues siempre tendrán que escoltarse de partículas más grandes de un promedio de tamaño de 0,7 μm para que actúen como soporte o andamiaje a las nanométricas dando viscosidad al material, regulando la consistencia, dando el color, la opacidad óptica y

también radiopacidad.

Precisamente estas diferentes formas de dar ese andamiaje a las nanopartículas, otorga las diferencias entre las distintas resinas comerciales.

Por ejemplo, unos fabricantes usan corpúsculos micrométricos combinadas con nanométricos (VOCO), algunos usan como partículas de soporte a las propias nanométricas, empero de forma aglomerada, son los denominados "Nanoclusters" (3M/Espe, Filtek Supreme) teniendo como dimensión promedio de 0,075 μm.

Al mezclarse nanopartículas con partículas de tamaño promedio de 0,7 μm en una misma resina, se llaman nanohíbridas (Rodríguez, 2008) (Melo de Matos, 2021).

Propiedades de las Resinas Compuestas.

Contracción de polimerización

El cambio dimensional que se produce con el fotocurado, son una de las principales deficiencias de las resinas. Durante la polimerización las moléculas de monómero de la matriz se convierten en una estructura de red reticulada tridimensional, acompañada por un empaquetamiento más estrecho de las moléculas, lo que resulta en una contracción volumétrica. Esta contracción suele estar entre el 1,5 a 5%. (Xinxuan 2019).

La contracción será mayor mientras mayor sea la cantidad de matriz orgánica. Las tensiones de contracción pueden rebasar la fuerza de adhesión de las resinas a la estructura dentaria, dando lugar a filtraciones marginales, pese a las técnicas adhesivas con grabado ácido, también decoloración de los márgenes, sensibilidad posoperatoria, caries recurrentes, fractura y fallas de la restauración. Estudios han demostrado que la mayor parte de la contracción se produce en las primeras horas, informándose que oscila entre 2 y 6 % a los 30 minutos (Xinxuan, 2019) (Craig 1996)

Se han recurrido a varias acciones para contrarrestar esta contracción, como aplicación de las resinas por capas (técnica incremental), preparación de resinas indirectamente, control de irradiancia de la luz de curado, la aplicación de resinas fluidas, pero ningún método es totalmente eficaz.

La introducción de varios sistemas monoméricos más nuevos como los *siloranos*, puede ayudar a superar el problema de la tensión de contracción a través de una reacción foto catiónica que produce restos de oxirano, responsables de la mejora en las propiedades físicas y disminución de la contracción de polimerización que los composites basados en

metacrilato (Phillips, 1998) (Xinxuan, 2019).

Conductividad térmica

La matriz orgánica de las resinas es buena aislante térmica, teniendo valores de conductividad térmica muy inferiores a las obturaciones de metal y bastante semejantes al del esmalte y la dentina, por lo tanto, dan un mejor aislamiento térmico al complejo pulpo dentinario. (Craig, 1996) (Xinxuan, 2019)

Expansión térmica

El coeficiente de expansión térmica aumenta cuando se incrementa la cantidad de matriz orgánica, pues el polímero tiene un coeficiente superior a la del relleno. Esto explica que, de todas las resinas, las de microrrelleno poseen los mayores valores de expansión térmica, por lo que este tipo de resinas tendrán más cambios dimensionales con las variaciones de la temperatura oral. En cambio, la resina híbrida con 30% de volumen con microrrelleno, experimentará el 50% de la expansión térmica que las que tienen solamente microrrelleno.

Radiopacidad:

Esta radiopacidad la otorga un elemento con número atómico elevado, como el barrio, bromo, zinc, estroncio, Zirconio, yterbio o yodo, pues el carbono, oxígeno, hidrógeno y silicio no atenúan los rayos X. Entonces las resinas compuestas que tienen solamente sílice o cuarzo en su composición no son radiopacas, en contraparte, los que tienen grandes porciones de cristales de metales pesados, si dan radiopacidad, cualidad que identifican los fabricantes (Craig, 1996) (Hervás, 2006).

Módulo elástico

La rigidez o módulo elástico de las resinas compuestas depende del monto de relleno y se adiciona tremendamente con la cantidad en volumen de este. La rigidez tiene una enorme envergadura en superficies que sufren grandes esfuerzos de oclusión, en donde es importantísimo una buena resistencia al desgaste (Xinxuan, 2019). Por otro lado, las resinas con alto módulo elástico no soportan los esfuerzos de flexión de los dientes, dando lugar al desprendimiento de las obturaciones del esmalte o de la dentina (Studervant, 1999). (Sezin 2018) (Xinxuan, 2019).

Dureza, resistencia a la penetración y desgaste

La dureza de Knoop de las resinas está directa y exponencialmente relacionada con la fracción volumétrica del relleno, y tiene poca relación con la dureza del relleno. A mayor contenido de relleno de los composites, mayor será la resistencia a la penetración irrecuperable y al gasto por abrasión (Xinxuan, 2019).

Resistencia a la compresión y tracción.

La resistencia a la tracción y compresión son parecidas a la de la dentina y está vinculado con la dimensión y el porcentaje de las partículas de relleno, pues a más porcentaje y tamaño de las partículas incluidas en la matriz, mayor será la resistencia a la compresión y a la tracción (Mandarino, 1989). El mayor porcentaje de volumen del relleno hace que la resistencia aumente en forma lineal; al disminuir el tamaño de las partículas con la misma cantidad de relleno inorgánico se logrará aumentar la resistencia. La desventaja, es que las partículas de microrrelleno incrementan la viscosidad, por lo que se deben usar cantidades limitadas de este relleno, pues puede disminuir la resistencia a la compresión (Craig, 1996). (Tejada 2019)

Resistencia al desgaste

Es la aptitud de los composites de soportar la pérdida superficial como resultado de la fricción contra la estructura dental, el bolo del alimento y otros cuerpos como las cerdas del cepillo dental (Bayne, 1999), este efecto perjudicial no es rápido, pero produce pérdida de la anatomía de las restauraciones, menguando la duración de éstas (Stefanelo, 2005).

Esta propiedad es dependiente de la forma, tamaño y material de los corpúsculos de relleno, así como también de la ubicación de la obturación en la arcada dentaria y las oclusiones de los contactos oclusales (Soderholm, 1981). La resina disminuye su abrasividad mientras mayor sea el porcentaje de relleno, menos sea el tamaño y más duras sean las partículas (Kreulen,1991). El fenómeno se explica debido a que mientras el módulo elástico de la resina es inferior al de las partículas de relleno, éstas tienen mayor resistencia al desgaste, aplastan la matriz en momentos de presión (como las cargas cíclicas) produciendo desalojo del agente de unión silano y las partículas de relleno, descubriéndose la matriz mucho más susceptible al desgaste. A esta merma de corpúsculos superficiales se le conoce como ***"plucking out"***

La resistencia al desgaste de las resinas en oclusal de dientes posteriores ha sido y es estudiada clínicamente hasta hoy. Son generalmente, cinco los tipos de desgaste de

una resina compuesta:

1. Desgaste debido a alimentos
2. Desgaste por choques generados por contactos dentarios en zonas céntricas
3. Desgaste por deslizamiento debido a contactos dentales funcionales
4. Desgaste por rozamiento a nivel de contacto interproximal dentario
5. Desgaste secundario derivado por métodos de limpieza oral (Studervant, 1999).

Resumiendo, el desgaste se debe a la pérdida de unión de los elementos que forman la estructura de los composites de uso dental: partículas de relleno, agente de acople y matriz. (Mas, 2002).

Son varias las teorías que se han propuesto para comprender el desgaste de las resinas compuestas:

Teoría de las microfracturas:

Sostiene que las fuerzas de oclusión aprietan la matriz que rodea los corpúsculos de relleno, y, se producen microfracturas en la matriz menos fuerte, estas microfracturas se comunican y empiezan a desprender las capas superficiales de la resina esto, debido a que el relleno posee un módulo de elasticidad mayor (Studervant, 1999).

Teoría de la hidrólisis

Especifica que las uniones silánicas existentes entre la matriz y los corpúsculos de relleno son hidrolíticamente inestables y terminan fracturándose, produciendo desalojo de los corpúsculos de relleno superficiales. (Studervant, 1999).

Teoría de la degradación química

Pregona que los elementos provenientes de la saliva y de los alimentos, tienden a ser absorbidas por la matriz orgánica de los composites produciendo la degradación de la matriz y haciendo que partículas de relleno se desprendan de la superficie (Studervant, 1999).

Teoría de la protección

Sostiene que, la matriz al ser más débil se va desgastando entre las partículas. Se especula que la resistencia mecánica de los composites no se relaciona con la resistencia al desgaste, sino con la ralentización de los corpúsculos de relleno, pues tienen mucha mayor rigidez que la matriz y resisten muy bien el desgaste. Cuando los corpúsculos de relleno están muy unidos, esconden la matriz polimérica intermedia, lográndose una *microprotección*. Por otro lado, las obturaciones pequeñas de resina disminuyen el tocamiento del material de obturación con el bolo alimenticio, protegiendo a la restauración del proceso de desgaste, y es la *macroprotección* (Studervant, 1999).

Algunos investigadores han demostrado que el proceso de desgaste producida por los métodos de higiene oral puede afectar negativamente a las características de la superficie de las restauraciones (Studervant, 1999) (Mas, 2002)

2.3.4 Amalgama Dental

Es el material de obturación directa que mezcla líquido de mercurio con limallas de plata, cobre, estaño y ocasionalmente zinc, indio, paladio y selenio.

La aleación apenas elaborada posee consistencia que permite su aplicación y condensación adecuada dentro del espacio cavitario preparado en el diente, obteniéndose finalmente la obturación de amalgama dental. Está indicada encavidades oclusales no muy extensas, cavidades ocluso-proximales o combinados con pines en núcleos de retención para coronas. Fáciles de aplicar, no requiere mayor destreza, permite tallar la anatomía dentaria, con suficiente resistencia a la fractura y resistentes a las filtraciones del margen con el paso del tiempo y de larga duración. Tienen algunos inconvenientes como el color grisáceo, son más frágiles y menos resistentes en cavidades amplias, están aventuradas al galvanismo y a la corrosión, sufren daño en el margen con el tiempo y no tienen unión sólida al tejido dental

Composición y morfología

La amalgama dental es una aleación cuya composición química debe incluir esencialmente plata y estaño, y en menores cantidades se añaden cobre, zinc, paladio, oro, selenio, indio, o mercurio. El cobre es añadido en mayor cantidad para mejorar la resistencia a la corrosión, así como también las propiedades mecánicas de la amalgama preparada.

Se clasifican como aleaciones con zinc, aquellas con cantidades mayores de 0,01% de zinc y como aleaciones sin zinc, aquellas con cantidades menor a ese porcentaje. Algunos fabricantes retiran el zinc en gran parte de las aleaciones. En resumen, las amalgamas se clasifican en: de poco contenido de cobre (5% o menos) y de alto contenido de cobre (13-30% de cobre). Los corpúsculos contenidos tienen forma irregular, formas microesféricas de varios tamaños, o una mezcla de los dos.

Aquellas mezclas con poco volumen de cobre son esféricas o irregulares, en los dos casos contienen plata y estaño en relación similar a la del compuesto intermetálico Ag3 Sn.

La de alto volumen de cobre llevan corpúsculos microesféricos uniformes o una

mixtura de esféricas e irregulares, de igual o distinta composición (Mezclas). Las últimas aleaciones de amalgama tienen alto contenido de cobre, siendo mayores la de mezclas, que las esféricas con menos irregularidades o torneados. Estas aleaciones con alto contenido de cobre permiten restauraciones de alta resistencia inicial, escaso creep, resistentes a la corrosión y a las rupturas del margen. En resumen, las cualidades de la amalgama se relacionan con la constitución de la mezcla; tamaño, forma, y disposición de las partículas y del monitoreo del tratamiento térmico (Craig, 1996).

Procesos de Amalgamación

En las aleaciones bajas en cobre

Al mezclar la aleación humedeciéndola con el mercurio, se produce una reacción inmediata. En este transcurso, el mercurio se extiende dentro de la fase γ (Ag3Sn) de los corpúsculos de la mezcla (y se inicia la reacción con la fase de plata y de estaño de las partículas, elaborando varios elementos (fundamentalmente de plata-mercurio y de estaño- mercurio) que influirán en la constitución puntual de la aleación. El compuesto de plata-mercurio es Ag2Hg3 y es llamado como fase gamma uno (γ1), y el compuesto de estaño-mercurio es Sn7-8Hg, también llamado como fase gamma dos (γ2). El mercurio usado para amalgamar no reacciona en su totalidad con las limallas, por eso habrá partículas sin reaccionar, en un aproximado de 27% del Ag3Sn. La reacción es:

Ag3Sn (γ) + Hg (1) →Ag2Hg3 (γ1) + Sn7-8Hg (γ2) + Ag3Sn (γ)
en exceso sin reaccionar

En ésta predomina la fase de aleación con poco contenido de cobre bien condensado en la fase Ag2Hg3 (γ1), que resulta en cerca de un 54-56% del volumen. El porcentaje de la fase γ es del 27-35% y de la γ2 del 11-13%.

En las aleaciones altas en cobre

La diferencia entre los dos tipos de aleaciones, alta y baja en cobre es que se ve la influencia que posee sobre la reacción de la amalgama el de alto contenido de cobre. En este tipo de amalgama el cobre está en forma eutéctica plata-cobre o en forma de Cu3Sn. La medida específica de cobre elimina la fase γ2 a las horas de su formación. La fase γ2 es la indeseable y limita la duración de la amalgama puesto que, al liberarse iones de estaño,

forma productos que corroen los márgenes de la restauración, facilitando fracturas marginales, que originan microfiltraciones, sensibilidad y caries secundarias. En conclusión, mientras se produce el proceso de amalgamación, de la aleación con el mercurio, el cobre se une al estaño y se enlaza a los dos metales cobre-estaño, anulando la fase débil gamma 2 (γ2). A estas amalgamas se les denomina de *fase dispersa (*Craig, 1998) (Craig, 1996).

En las obturaciones con amalgama de fase dispersa, la fuerza que resiste a la compresión se acerca mucho a las máximas fuerzas de oclusión. (Jorgense,1975).

Propiedades de la amalgama

Resistencia a la compresión. Es la mejor característica de la amalgama, pues no se deforma ni elonga ante tracciones o compresiones, pero ante fuerzas excesivas y bruscas, puede fracturarse una restauración de este material, comportándose como un material frágil. Las amalgamas que tienen mayor resistencia inicial a la compresión son las de alto contenido de cobre por lo que se considera una gran virtud, pues disminuye el riesgo de fractura por las fuerzas de contacto prematuros que tolera la restauración antes de lograr la resistencia definitiva, esta característica se logra a los 7 días y es la resistencia final.

Resistencia a la tracción. Todas las amalgamas que incluyen o no fase γ2, poseen tolerancia a la tracción muy similar a los 7 días, la resistencia a la tracción es mucho menos que la resistencia a la compresión de tal manera que la forma cavitaria debe disminuir las fuerzas de tracción que producen las tensiones de mordida. Aquellas aleaciones con alta inclusión de cobre poseen resistencia a la tracción 75-175 % adicional que las que no la poseen. Empero, no hay relación en la resistencia a la tracción a los 15 minutos como después de 7 días de colocada. La gran resistencia inicial a la tracción de las amalgamas con alto contenido de cobre adquiere gran importancia pues le permite resistir a la fractura producida por las tensiones de puntos prematuros de oclusión, superior a las otras aleaciones.

Resistencia transversal, es el módulo de ruptura, la amalgama muestra fragilidad pues durante las pruebas de resistencia transversal no resiste la deformación. Lo que mayormente influyen en la deformación son: 1. Lenta velocidad al aplicar tensiones, 2. Muy alto creep y, 3. Mucha temperatura durante la prueba, por ello, las amalgamas ricas

en cobre con muy bajo creep, deben apoyarse sobre materiales de base con elevado módulo para eliminar las fracturas transversales y la deformación.

Módulo elástico Al medir el módulo elástico con velocidad de carga reducida (Ej.: de 0,025 a 0,125 mm/min), las cifras fluctúan entre 11 y 20 Gigapascales (GPa). Las amalgamas ricas en cobre son más rígidas. Si se aumenta la velocidad de carga de tal modo que la propiedad viscoelástica no influya importantemente en el módulo elástico, se dan promedios de 62 GPa aproximadamente.

Creep. Vendría a ser la deformación permanente debido a cargas estáticas. El creep evidencia las propiedades viscoelásticas de la amalgama. Al aplicar continuamente una fuerza compresiva, la amalgama experimenta una deformación continua incluso después de haber fraguado por completo. El mayor valor (6,3%) se obtiene en la amalgama de limallas irregulares con poco contenido de cobre, y los menores (de 0,05 a 0,09 %) se obtienen en las amalgamas de gran volumen de cobre con partículas únicamente esféricas, por lo tanto, las amalgamas de bajo creep con alto contenido de cobre son menos resistentes dispersando menormente las fuerzas en aquellas áreas de contacto donde existen tensiones mayores. Esa es la razón por la que se debe colocar una base de gran módulo elástico, como base de las amalgamas con alto contenido de cobre para minimizar tanto la deformación como la presencia de fuerzas de tracción en el límite cemento-amalgama. (Lanata, 2008).

Cambio dimensional, la amalgama la experimenta al fraguar y es una propiedad característica. Las últimas amalgamas que se mezclan con amalgamadores mecánicos sufren cambios dimensionales de signos negativos. La disolución del mercurio en las partículas de la amalgama produce contracción inicial en los primeros 2 minutos, luego se produce una dilatación también de valor negativo debido a la interacción del mercurio con la plata y con el estaño, al igual que la generación de elementos intermetálicos. El tamaño de la obturación se nivela a las 6 u 8 horas; siendo las dimensiones alcanzadas después de las 24 horas ya los que finalmente quedan. La excepción ocurre en el cambio dimensional sumamente tardío que se puede dar en las aleaciones con contenido de zinc que sufren invasión de agua durante la trituración y/o la condensación.

La mayor alteración, 19,7 µm/cm, sucede en la de partículas irregulares con poco contenido de cobre, y la menor, 1,9 µm/cm, a la de gran contenido de cobre. Las demás

sufren cambios en su dimensión de entre 8,8 y 14,8 µm/cm.

Las aleaciones de amalgama deben cumplir con la norma N° 1 de la ANSI/ADA de ± 20 µm/cm como máxima variación en sus dimensiones.

Existen factores que influyen como el manejo, específicamente en la cantidad final de mercurio; una cantidad final aumentada de mercurio produce menos contracción, empero disminuye la resistencia mecánica. Se especulaba que, si había expansión de la amalgama durante su solidificación, disminuiría o se evitaba la filtración a través de los márgenes de la restauración, pero a pesar de las aleaciones actuales y una adecuada técnica de trituración también existe contracción, ésta tiene un efecto muy negativo cuando se contrae más de 50 µm/cm. (Lanata, 2008) (Craig, 1998) (Phillips, 1998) (Macchi 2007)

Corrosión. Es la devastación de un metal por reacción química o electroquímica con su ambiente. Una excesiva corrosión incrementa la porosidad, afecta la entereza marginal, mengua la resistencia y libera elementos metálicos en el ambiente bucal. La existencia de diminutas cantidades de plata cobre y estaño se pueden disgregar en distintas fases de la amalgama, influyendo enormemente en la resistencia a la corrosión, se debe considerar que cuanto mayor la presencia de estaño en las amalgamas de poco volumen de cobre, menor será la oposición a la corrosión.

En cambio, en las aleaciones con gran volumen de cobre la oposición es mayor. El promedio de profundidad media de corrosión en las aleaciones de amalgama es de 100 a 500 µm.

En las aleaciones con poco cobre la fase con mayor corrosión es la de estaño-mercurio, o fase $\gamma 2$, debido a su estructura reticular. Aunque esta fase $\gamma 2$ es solamente una mínima porción de la amalgama (11- 13 %), por el tiempo y por el ambiente bucal, la masa de esa amalgama llegaría a tener más corrosión. En cambio, las fases γ, y $\gamma 1$ no sufren corrosión con facilidad. Las aleaciones con alto volumen de cobre no contienen fase $\gamma 2$ en la masa final endurecida. El desarrollo de corrosión y desgaste se combinan, el desgaste puede disminuir el potencial de corrosión, pero aumenta la velocidad de corrosión exponencialmente. La saliva puede proteger parcialmente la amalgama dental de la corrosión pues funciona como tampón fosfato. (Lanata, 2008) (Craig, 1998) (Phillips, 1998) (Macchi 2007).

Adhesión de la amalgama. La aleación es un excelente material en obturaciones

intracoronarias, pero no restituye la fuerza de aguante original de la corona. Se han usado pines para adicionar retención de restauraciones, pero no fortalece ni adicionan la resistencia. La aparición de los métodos adhesivos para resinas compuestas ha logrado fijar la amalgama al tejido dentario, los más exitosos son los que contienen 4- META (4 metacriloxietil trimetilato anhídrico) pudiéndose conseguir potencia de adhesión de la amalgama hacia la dentina de hasta 10 MPa. (Lanata, 2008) (Macchi 2007).

2.3.5 Aleaciones De Cobalto-Cromo y De Níquel-Cromo Coladas

Hoy en la actualidad la gran mayoría de las estructuras para prótesis parciales removibles son de aleaciones metálicas de Co-Cr o de Ni-Cr.

Según la Especificación N° 14 de ANSI/ADA: el peso total de níquel, cromo y cobalto no debe ser menor que 85% y la mezcla completa no menos del 20% de cromo. También dicta valores mínimos de elongación (1,5%), resistencia ala flexión (500 MPa) y módulo elástico (170 GPa).

Composición

Dentro de los materiales que básicamente incluyen la elaboración de la estructura metálica de las prótesis parciales removibles, tenemos al cobalto, cromo y níquel, que unidos tienen un aproximado de 85 a 90% del peso de las aleaciones que se usan en rehabilitaciones dentales. Las propiedades físicas dependerán de la presencia de componentes menores en cantidades exactas como el carbono para potenciar la dureza, berilio para reducir el intervalo de fusión en unos 100°, molibdeno, tungsteno y aluminio que le da resistencia final a la tracción y a la flexión. También pueden contener silicio y manganeso para facilitar el colado, al igual que nitrógeno y oxígeno que junto con el carbono son los que más influyen en las propiedades de una aleación colada. (Lanata, 2008) (Craig, 1998) (Phillips, 1998) (Macchi 2007)

Propiedades mecánicas

Resistencia a la flexión. Señala el momento en la que se produciría una deformación persistente en un aparato o una zona de éste, como puede ser el retenedor, es una de las condiciones más valiosas de las aleaciones que se usan en la elaboración de prótesis parciales removibles (PPR). La resistencia a la flexión para estos usos debe ser mínimamente 415 MPa para poder resistir la deformación persistente cuando están siendo usadas, como retenedores de PPR. Las aleaciones metálicas básicas tienen cantidades

mayores a 600 MPa.

Resistencia a la tracción: Poca relación tienen las alteraciones en la elaboración de las muestras y de otras propiedades, como la elongación, con la fuerza final de tracción de las aleaciones de metales coladas básicas. La resistencia final de estas aleaciones es mayor que 800 MPa.

Elongación: éste índice es importante para determinar la ductilidad y fragilidad relativa que tendrá una restauración, por lo tanto, es una propiedad muy valiosa para comparar las aleaciones que se pueden utilizar para la elaboración de PPR; puesto que, la fortaleza de un material estará dado por la combinación de la elongación y la resistencia final a la tracción. Los retenedores de las prótesis parciales elaborados con aleaciones coladas que tienen resistencia a la tracción y buena elongación, no se rompen con el uso, así como los que presentan una elongación minimizada, debido a su fortaleza.

Módulo elástico: A mayor módulo elástico, mayor rigidez tendrá la estructura. El diseño de la PPR en forma correcta puede permitir rigidez en la estructura metálica para que pueda distribuir equitativamente las fuerzas sobre los tejidos de soporte, pudiéndose también reducir sus dimensiones. (Lanata, 2008) (Toledano, 2009) (Craig, 1998) (Phillips, 1998) (Macchi 2007).

*Dureza***:** Señala la facilidad de la buena terminación de una estructura y la tolerancia a las rayaduras mientras se usa. Las aleaciones de metales básicos coladas tienen mayor dureza que las de oro, por ello es menester usar un equipo específico para lograr su pulido, lo que puede ser una desventaja. Esta es la razón por la que se recurre al pulido electrolítico a fin de disminuir el trabajo y el tiempo necesarios para el pulido mecánico. En el pulido electrolítico se elimina mucho menos cantidades de superficie de la aleación (unos pocos Angstroms), lográndose una superficie brillante y limpia sin variar la adaptación. Para el pulido de la parte de la estructura protésica que no contacta en los tejidos, se suele usar un torno de alta velocidad.

Corrosión: Un factor muy importante es la condición de la superficie de la aleación, pues si se combina la corrosión con el desgaste, se liberan iones metálicos como

níquel y berilio, tres veces más que cuando solo actúa la corrosión. (Lanata, 2008) (Toledano, 2009) (Macchi 2007)

2.3.6 Componentes De La Prótesis Parcial Removible (PPR) (Loza 2006) (Mallat, 1995)

Los elementos que constituyen una PPR son: Apoyos, Retenedores, Conectores, menores, Conectores mayores y Bases acrílicas

De ellos los que están directamente relacionados mediante el contacto directo con los pilares dentales, son los apoyos, los retenedores, y los conectores menores.

1. *Los apoyos oclusales* se considera que son los elementos más importantes ya que proporciona soporte y control de la posición de la PPR en relación a los dientes y a los tejidos, además de poder restaurar el plano oclusal y/o inmovilizar los dientes periodontalmente afectados. Los apoyos se localizan en la superficie oclusal de los dientes posteriores o en las superficies linguales o incisales de los dientes anteriores, previa preparación de estas superficies para albergar dicho apoyo.

2. *Retenedores*, parte de la PPR. que ofrece resistencia al desplazamiento de ésta fuera de su sitio, localizada en contacto directo con la pieza dentaria, según su clasificación puede abrazar el pilar ¾ de su perímetro como los circunferenciales o contactar en un punto o parcialmente en los de barra.

3. *Conectores menores*, elementos constitutivos de la PPR, que une el conector mayor con las otras partes de la prótesis. Transmite las fuerzas oclusales de la prótesis a los pilares. Un ejemplo es aquel que une el conector mayor con el apoyo oclusal, este componente está en íntimo contacto con la superficie proximal de los pilares. Las placas proximales que contactan con los planos guía preparados sobre superficies proximales de los pilares.

Todas estas superficies dentales que están en íntimo contacto con la PPR, sufren de fricción durante la remoción y asentamiento de la prótesis, además que, durante las funciones de masticación, deglución y fonación en mayor o menor grado, sea la prótesis de tipo dentosoportado o dentomucosoportado. (Loza, 2006) (Mallat 1995).

4. *Conectores mayores*. Parte de la PPR que une los elementos constitutivos de la PPR entre sí. Los de la arcada superior corre en íntimo contacto con el paladar duro, en cambio en los inferiores no contactan con la mucosa debido a su naturaleza no queratinizada.

5. *Bases acrílicas*. Parte de la PPR que va a albergar a los dientes artificiales. Se apoyan sobre la mucosa en los casos dentomucosoportados (Loza, 2006).

2.3.7 Glosario

- Resinas compuestas de nanotecnología: Material de restauración directa no metálica;
- Amalgama de fase dispersa: material de restauración directa metálica;
- Resistencia al desgaste: es la dificultad para la mella y raspado de la superficie de un material;
- Aleación de cobalto-cromo: Unión de dos tipos de metales para la fabricación de artificios de rehabilitación dental;
- Prótesis parcial removible: artificio de rehabilitación oral para edéntulos parciales.

CAPÍTULO 3: HIPÓTESIS Y VARIABLES

3.1 Hipótesis General

Existe diferencia entre la resistencia al desgaste por fricción en pilares de prótesis parcial removible de dos materiales restauradores

3.2. Identificación de las variables

Variable 1: Resistencia al desgaste por fricción

Variable 2: Materiales restauradores

3.3 Operacionalización de las Variables

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DIMENSIÓN	INDICADOR	ESCALA	CATEGORÍA VALORES
RESISTENCIA AL DESGASTE POR FRICCIÓN	Es la menor pérdida de material producida por d roce o Contacto de dos materiales	Cantidad de desgaste	Pérdida de material superficie por peso en miligramos	Razón	Miligramos
		Calidad de desgaste	- Porosidades (N° x superficie) - Rugosidades (N° x superficie)	Razón	Número rugosidades superficiales Número porosidades
MATERIAL RESTAURADOR	Material restaurador: Sustancias artificiales que se usan c o m o medios para reemplazar la estructura dental perdida	1. No Metálicos: Resinas compuestas 2. Metálicos: Amalgama fase dispersa	Tipo de material restaurador utilizado de manera directa en pilares de PPR	Nominal	- Resina Nanorrelleno - Resina Nanohíbrida - Amalgama fase dispersa
Momentos de Evaluación de fricción			Número de vueltas (deslizamientos) que produce fricción entre el material restaurador y el cromo-cobalto		2000 deslizamientos 4000 deslizamientos 8000 deslizamientos

CAPÍTULO 4: METODOLOGÍA

4.1 Comité de Ética

Justificación: debido a que al iniciar este proyecto de investigación no se requería el dictamen del comité de ética, no se realizó ese trámite. Es decir que este proyecto es anterior a la nueva directiva, y por las demoras entre ellas la pandemia, no me fue requerido ese documento.

4.2 Tipo y Diseño de Investigación

Tipo de investigación: Aplicada

Diseño de investigación: experimental, longitudinal.

4.3 Población de estudio

- Dos tipos de materiales restauradores de obturación directa no metálica: resina compuesta de nanorrelleno y resina compuesta nanohíbrida
- Material restaurador de obturación directa metálica: amalgama de plata de fase dispersa
- Esmalte dentario

4.4 Unidad de Análisis

- Superficie circular menor de cilindro escalonado (Fig. 1) de 5mm de diámetro x 6 mm de altura de material para obturación directa de resina compuesta de nanorrelleno
- Superficie circular menor de cilindro escalonado de 5 mm de diámetro x 6 mm de altura de material para obturación directa de resina compuesta de nanohíbrida

4.5 Tamaño de la muestra

Muestras elaboradas de 40 superficies circulares de 40 cilindros escalonados de material de obturación directa, fueron distribuidas de la siguiente manera:

- 10 superficies circulares de resina de nanorrelleno de 10 cilindros escalonados de 5 mm de diámetro x 6 mm de altura
- 10 superficies de resina nanohíbrida de 10 cilindros escalonados de 5 mm de diámetro x 6 mm de altura

- 10 superficies de amalgama de fase dispersa de 10 cilindros escalonados de 5 mm de diámetro x 6 mm de altura
- 10 superficies de esmalte de 10 unidades de dientes premolares humanos extraídos por indicaciones ortodóncicas, preservados en suero fisiológico a 37° C de temperatura con ambas superficies axiales de esmalte preparados como planos guía para prótesis parcial removible en forma plana de extensión circular de 5 mm de diámetro, estas superficies dentarias se incluyeron en acrílico de autocurado con la forma de cilindro escalonado para poder adaptarlo a la máquina de desgaste. Estas superficies adamantinas estaban libres de caries, sin desgastes previos, y sin restauraciones.

4.6 Selección de la muestra

El muestreo es tipo no probabilístico, por conveniencia (Cruz J., Sousa T., Cavalheiro A., 2016).

4.7 Técnica de recolección de datos

Se confeccionaron fichas para apuntar los resultados (ANEXO 1)

Se usó un aparato confeccionado para el desgaste de los materiales a investigar (ANEXO 2)

Las 40 muestras se prepararon con un molde de aluminio elaborado para que pueda adaptar en el dessgastómetro, de 5 mm de diámetro por 6 mm de altura, (Fig. 2), molde rígido para poder emular la cavidad de paredes rígidas dentales. De parte superior e inferior libres, el molde fue colocado entre dos platinas de vidrio, para poder elaborar adecuadamente las dos superficies a estudiar y luego fueron empujados por un extremo para retirarlos del molde.

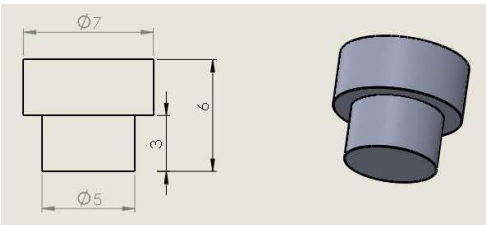


Fig. 1 Forma y dimensiones de las muestras



Fig. 2. Molde para elaborar las muestras

Las muestras de esmalte dentario fueron elaboradas de diez piezas dentales premolares, usando sus caras proximales, pulidas con fresas de alta velocidad troncocónicas de grano mediano y grano fino, con turbina marca NSK, creando un plano en la superficie en cada una de las caras proximales de 5 mm de diámetro el cual fue medida con un calibrador manual. Se cortó esa porción y se le incluyó en acrílico de autocurado dándole la forma de cilindro escalonado para que pueda ser adaptado al aparato de desgaste. (desgastómetro)

Con los demás materiales (amalgama, resina de nanohíbrida y resina de nanorrelleno) se elaboraron cilindros escalonados totalmente de los materiales a estudiar, con el molde de aluminio engrasado con vaselina sólida para poder retirarlo con facilidad, una de las bases de cada muestra fue la que se desgastó por fricción con el desgastómetro.

Las 40 muestras se dividieron en 4 grupos

GRUPO A: 10 cilindros de *resina nanohíbrida*, con las 10 muestras marca. *TetricN- Ceram*^{TM} *Ivoclar Vivadent*. Compuesto por dimetacrilatos (19-20% en peso), las partículas de relleno constan de vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, óxidos mixtos y copolímeros (80-81% en peso) Otros elementos son los aditivos, catalizadores y pigmentos (<1% en peso). Todo el contenido de rellenos inorgánicos es de 55-57% en volumen y el tamaño de las partículas están entre 40 nm y 3000 nm.

GRUPO B: 10 cilindros de *resina nanorrelleno*, marca *Filtek*^{TM} *Z350 3M ESPE*, que están compuestos de una mezcla de relleno de nanosílice no aglomerado no agregado de 20 nm y un *nanoclúst*er de zirconio/sílice de unión holgada formado por aglomerados de partículas primarias de zirconio/sílice de 5-20 nm. La dimensión de las partículas está entre 0.6 a 1.4 micras. La carga de relleno es de 78.5% por peso.

GRUPO C: CONTROL, 10 cilindros con las 10 muestras de *amalgama de fase dispersa*, marca *Pentalloy 2000* sin fase gamma 2, aleación de plata y estaño con alto contenido de cobre y exento de zinc, sin partículas esféricas. Proporción de la mezcla: Pentalloy 2000: Mercurio, 1:1 en peso.

GRUPO D: CONTROL, las 10 piezas premolares, con las 10 superficies de esmalte preparadas, en excelente estado, sin desgastes previos, ni cavidades cariosas y/o no cariosas. Se recortaron y fueron incluidas en acrílico de autocurado, dejando libre la superficie a estudiar.

Las muestras de resinas tanto de nanorrelleno como nanohíbridas fueron fotocuradas en tres capas mediante la técnica incremental, a razón 40 segundos por capa, cada capa de 2 mm de grosor, completando así los 6 mm de grosor final.

La manipulación se realizó con espátulas y condensadores específicos para cada material. La lámpara de fotocurado que se usó fue la LED H marca Woodpecker, de intensidad entre 1000 y 1200 mW x cm^2

La aleación de amalgama fue condensada y bruñida de la forma clásica con condensadores de amalgama y adicionando, en tres capas al igual que las de resinas nanotecnología (de 2 mm de profundidad). En seguida, se procedió al acabado final de cada superficie de los cilindros de resina que fueron sometidas a fricción, con discos de pulido 3M™Soft-Lex™de grano mediano, fino y ultrafino.

Así mismo se pulieron las muestras de amalgama dispersa en las superficies que fueron sometidas a desgaste por fricción, con cauchos de grano grueso, mediano y fino, en una pieza de mano marca NSK modelo FPB- Y

Se logró la medición inicial del peso de las muestras en la balanza analítica de Precisión. Standard MG Marca OHAUS de pesaje en miligramos (mg)

Se realizó el reconocimiento inicial de las superficies de las muestras que fueron sometidas a fricción, con un microscopio estereoscópico electrónico de barrido, marca "Unitron" modelo Z730, se observaron los surcos, irregularidades, porosidades, y lisura de la superficie.

Todas las muestras fueron preservadas en recipientes con suero fisiológico a 37 grados centígrados en la incubadora del Laboratorio de Microbiología de la Facultad de Odontología de la UNMSM, para simular la humedad y temperatura bucal.

Técnica para desgaste (posición de los cilindros)

Para esta investigación se elaboró un instrumento mecánico (*DESGASTÓMETRO*) (Anexo 2) que contiene un fijador a tornillo que incluye un espécimen cilíndrico de cromo cobalto de 5 mm de diámetro por 6 mm de altura, y un círculo metálico que gira sobre su eje que contiene los cilindros escalonados de las muestras en forma individual, que gira sometiendo a desgaste por fricción cada una de las muestras, mediante ciclos de deslizamientos de 2000, 4000 y 8000 rotaciones que produjo roces con una fuerza de 0,25 N/ mm^2 (Draughn y Harrison 1978). Durante el proceso se goteó suero fisiológico para disminuir el calor por roce simulando la boca, a razón de 30 gotas por minuto.

Medición de los cilindros

Después de cada ciclo se procedió a pesar los especímenes, en miligramos, cantidades que fueron anotadas en Las Fichas elaboradas específicamente para ello. (Anexo 1)

Observación de las características superficiales de cada material después de cada ciclo. A través del microscopio estereoscópico, se observaron la cantidad de poros y surcos en la superficie después de cada ciclo, y en cada una de las muestras de material investigado.

Al final se procedió a cotejar los desgastes obtenidos en peso (mg) y porcentaje de cada muestra; igualmente las peculiaridades superficiales de cada una: porosidades y surcos, las que luego fueron analizadas.

4.8. Análisis e interpretación de la información

Mediante la ficha de recolección de los resultados obtenidos de cada grupo de materiales, se procedió a la recolección y análisis de la información obtenida.

Para ello se procesó la información de manera electrónica con el empleo del paquete estadístico SPSS versión 26.

Se analizaron los resultados estadísticamente mediante ANOVA de muestras repetidas, prueba estadística no probabilística de Friedman y sus respectivas pruebas Post

Hoc, Kruskall Wallis, y U de Mann Whitney.

CAPÍTULO 5. RESULTADOS

Se tiene el peso, porosidades y surcos de los cuatro materiales en muestras de tamaño 10; medidos en cuatro ciclos, para lo cual se determinó la diferencia ya sea por material o según ciclos.

En caso de las muestras de amalgama y las muestras de esmalte no se pudieron medir ni la porosidad ni los surcos debido a que no se lograron observar después de cada ciclo de desgaste con el microscopio al mismo aumento de todos los demás materiales.

5.1 Del Objetivo General:

Comparar la resistencia al desgaste por fricción en pilares de prótesis parcial removible de dos materiales restauradores.

Teniendo en cuenta que el peso de los cuatro materiales es muy diferente entre ellos, usamos el coeficiente de variación para determinar las diferencias de su variabilidad (Tabla 2); asimismo, se presentan los promedios y desviación estándar y ver el comportamiento de los datos (Tabla 1).

Tabla 1

Estadísticas descriptivas del peso (mg) de cuatro materiales odontológicos

Materiales	Estadística	Inicial	2000 ciclos	4000 ciclos	8000 ciclos
Resina Nanohíbrida	Media	558,00	556,50	554,10	552,80
	Desv. Est.	10,33	9,64	11,14	10,54
Resina de Nanorrelleno	Media	500,82	500,73	500,45	499,00
	Desv. Est.	7,03	7,16	7,02	5,66
Amalgama de Fase Dispersa	Media	2695,20	2547,10	2463,00	2328,90
	Desv. Est.	98,54	136,84	184,67	257,18
Esmalte Dentario	Media	399,00	399,00	397,60	393,10
	Desv. Est.	20,58	20,58	21,06	20,94

Gráfico 1

Promedio del peso (mg) de cuatro materiales odontológicos en cuatro momentos

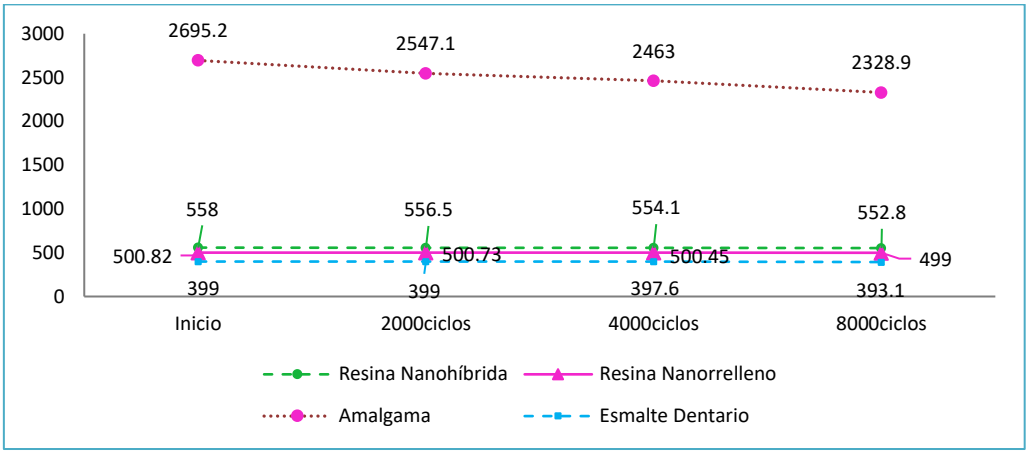


Tabla 2

Coeficiente de variación del peso (mg) de cuatro materiales odontológicos

Materiales	Inicial	2000 ciclos	4000 ciclos	8000 ciclos
Resina Nanohíbrida	1,85 %	1,73 %	2,01 %	1,91 %
Resina de Nanorrelleno	1,40 %	1,43 %	1,40 %	1,13 %
Amalgama de Fase Dispersa	3,66 %	5,37 %	7,50 %	11,04 %
Esmalte Dentario	5,16 %	5,16 %	5,30 %	5,33 %

En el momento inicial, los pesos del esmalte dentario son los que tiene mayor dispersión con un 5.16 % de variabilidad y el menos disperso son los pesos con resina de nanorrelleno con un 1.40% de variación.

Mientras que a 2000 ciclos los pesos que tienen más variabilidad es la amalgama de fase dispersa con un 5.37% de variación y los pesos con menos variación es la resina nanorrelleno con 1.43% de variación.

Sucediendo lo mismo a los 4000 ciclos y 8000 ciclos donde la mayor variabilidad lo tiene el peso de amalgama (7.50%, 11.04%) y menos variación la resina nanorrelleno (1.40%, 1.13%).

Tabla 3

Decremento promedio porcentual respecto al valor inicial (peso en mg)

Material	2000 ciclos	4000 ciclos	8000 ciclos
Resina Nanohíbrida	-0,27%	-0,70%	-0,93%
Resina de Nanorrelleno	-0,02%	-0,07%	-0,33%
Amalgama de Fase Dispersa	-5,42%	-8,60 %	-13,67%
Esmalte Dentario	0,00%	-0,36%	-1,49%

En cuanto al decremento promedio porcentual se observa que en todos se produce un decremento respecto al valor inicial, siendo la amalgama de fase dispersa la que tiene mayor decremento (disminución) en los 2000 ciclos respecto al momento inicial con un 5.42% y así mismo en los 4000 ciclos (8.56%) y 8000 ciclos (13.67%).

Por otro lado, se hicieron las **COMPARACIONES DE LOS CUATRO MATERIALES** en los 4 ciclos, utilizando el decremento porcentual del peso respecto al valor inicial, y *no cumpliendo con la normalidad* de los datos se utilizó la prueba estadística de H de Kruskal- Wallis.

Tabla 4. Comparación de los cuatro materiales según el decremento porcentual del peso a los 2000 ciclos respecto al valor inicial

Material (2000ciclos)	N	Media	H de Kruskal-Wallis			
			Rango promedio	χ^2	gl	Sig. asintótica
Resina Nanohíbrida	10	-0,27	18.10	33.156	3	.000
Resina de Nanorrelleno	11	-0,02	28.91			
Amalgama de Fase Dispersa	10	-5,42	5.70			
Esmalte Dentario	10	0,00	30.50			

Al realizar la prueba de Kruskal-Wallis al decremento porcentual del peso de los cuatro materiales a los 2000 ciclos respecto al valor inicial, se obtuvo un valor de χ^2=33.156, p=0.000; de manera que, se afirmar que el rango promedio en alguno de los cuatro materiales en diferente a los demás. Es decir, existen diferencias estadísticamente significativas entre los rangos promedio en los diferentes materiales, de manera que se realizó las comparaciones de pares.

Tabla 5. Comparaciones dos a dos Dwass-Steel-Critchlow-Fligner

Material (2000ciclos)	Estadístico W	p
Nanohibrida - Nanorrelleno	4.12 *	0.019
Nanohibrida - Amalgama	-5.17 *	0.001
Nanohibrida – Esmalte dentario	4.87 *	0.003
Nanorrelleno - Amalgama	-5.80 *	< .001
Nanorrelleno - Esmalte dentario	1.35	0.776
Amalgama - Esmalte dentario	5.71 *	< .001

Con el análisis post hoc de comparaciones por parejas, se encontró en todas los pares diferencias significativas ($p<0.05$) entre el promedio del decremento del peso a los 2000 ciclos; excepto entre la resina nanorrelleno y el esmalte dentario.

Tabla 6. Comparación de los cuatro materiales según el decremento porcentual del peso a los 4000 ciclos respecto al valor inicial

Material (4000ciclos)	N	Media	H de Kruskal-Wallis			
			Rango promedio	χ^2	gl	Sig. asintótica
Resina Nanohíbrida	10	-0,70	22.20	28.391	3	.000
Resina de Nanorrelleno	11	-0,07	33.23			
Amalgama de Fase Dispersa	10	-8,60	5.60			
Esmalte Dentario	10	-0,36	21.75			

La prueba de Kruskal-Wallis aplicada al decremento porcentual del peso de los cuatro materiales a los 4000 ciclos respecto al valor inicial, se obtuvo un valor de $\chi^2=28.391$, $p=0.000$; de manera que, se afirmar que el rango promedio en alguno de los cuatro materiales en diferente a los demás. Es decir, existen diferencias estadísticamente significativas entre los rangos promedio en los diferentes materiales, de manera que se realizó las comparaciones de pares.

Tabla 7. Comparaciones dos a dos Dwass-Steel-Critchlow-Fligner

Material (4000 ciclos)	Estadístico W	p
Nanohibrida - Nanorrelleno	3.266	0.096
Nanohibrida - Amalgama	-5.254 *	0.001
Nanohibrida – Esmalte dentario	0.537	0.981
Nanorrelleno - Amalgama	-5.599 *	< .001
Nanorrelleno - Esmalte dentario	-4.890 *	0.003
Amalgama - Esmalte dentario	5.355 *	< .001

En el análisis post hoc de comparaciones por parejas, se encontró diferencias significativas ($p<0.05$) entre el promedio del decremento del peso a los 4000 ciclos de la resina nanohíbrida con la amalgama, la resina de nanorrelleno – amalgama, resina de nanorrelleno - esmalte dentario y amalgama con esmalte dentario. Mientras que entre la resina nanohíbrida con la resina de nanorrelleno y la resina nanohíbrida con esmalte dentario no se evidenciaron diferencias significativas, es decir estadísticamente son iguales.

Tabla 8. Comparación de los cuatro materiales según el decremento porcentual del peso a los 8000 ciclos respecto al valor inicial

Material (8000ciclos)	N	Media	H de Kruskal-Wallis			
			Rango promedio	χ^2	gl	Sig. asintótica
Resina Nanohíbrida	10	-0,93	26.10	30.605	3	.000
Resina de Nanorrelleno	11	-0,27	33.18			
Amalgama de Fase Dispersa	10	-13,67	5.50			
Esmalte Dentario	10	-1,49	18.00			

La prueba de Kruskal-Wallis aplicada al decremento porcentual del peso de los cuatro materiales a los 8000 ciclos respecto al valor inicial, se obtuvo un valor de $\chi^2=30.605$, $p=0.000$; de manera que, se afirmar que el rango promedio en alguno de los cuatro materiales es diferente a los demás. Es decir, existen diferencias estadísticamente significativas entre los rangos promedio en los diferentes materiales, de manera que se realizó las comparaciones de pares.

Tabla 9. Comparaciones dos a dos Dwass-Steel-Critchlow-Fligner

Material (8000ciclos)	Estadístico W	p
Nanohibrida - Nanorrelleno	2.60	0.254
Nanohibrida - Amalgama	-5.36 *	< .001
Nanohibrida – Esmalte dentario	-2.89	0.172
Nanorrelleno - Amalgama	-5.50 *	< .001
Nanorrelleno - Esmalte dentario	-5.30 *	0.001
Amalgama - Esmalte dentario	5.35 *	< .001

En el análisis post hoc de comparaciones por parejas, se encontraron diferencias significativas ($p<0.05$) entre el promedio del decremento del peso a los 8000 ciclos de la resina nanohíbrida con la amalgama, resina de nanorrelleno – amalgama, resina de nanorrelleno - esmalte dentario y amalgama con esmalte dentario. Mientras que entre la resina nanohíbrida con la resina de nanorrelleno y la resina nanohíbrida con esmalte dentario no se evidenciaron diferencias significativas, es decir estadísticamente son iguales.

También, se comparó la **POROSIDAD** de entre resinas en los 4 ciclos, y no cumpliendo con la normalidad de los datos utilizó la prueba estadística de Mann-Whitney.

Tabla 10. Prueba de Mann-Whitney

Porosidad	Material	N	Media	Rango promedio	U de Mann-Whitney	Sig. asintótica(bilateral)
Ciclo inicial	Resina Nanohíbrida	10	31.20	15.05	14.5	0.004 *
	Resina de Nanorrelleno	10	10.09	7.32		
2000 ciclos	Resina Nanohíbrida	10	13.20	13.55	29.5	0.071
	Resina de Nanorrelleno	10	6.09	8.68		
4000 ciclos	Resina Nanohíbrida	10	10.00	15.40	11.0	0.002 *
	Resina de Nanorrelleno	10	2.82	7.00		
8000 ciclos	Resina Nanohíbrida	10	8.70	15.20	13.0	0.003 *
	Resina de Nanorrelleno	10	2.00	7.18		

La prueba de Mann-Whitney aplicada a la porosidad entre las dos resinas, se obtuvo en el ciclo inicial un valor de $U=14.5$, $p=0.004$; de manera que, el rango promedio de la porosidad entre las resinas en un inicio es estadísticamente diferentes, pues la resina

nanohíbrida presenta mayor porosidad al inicio que la resina nanorrelleno.

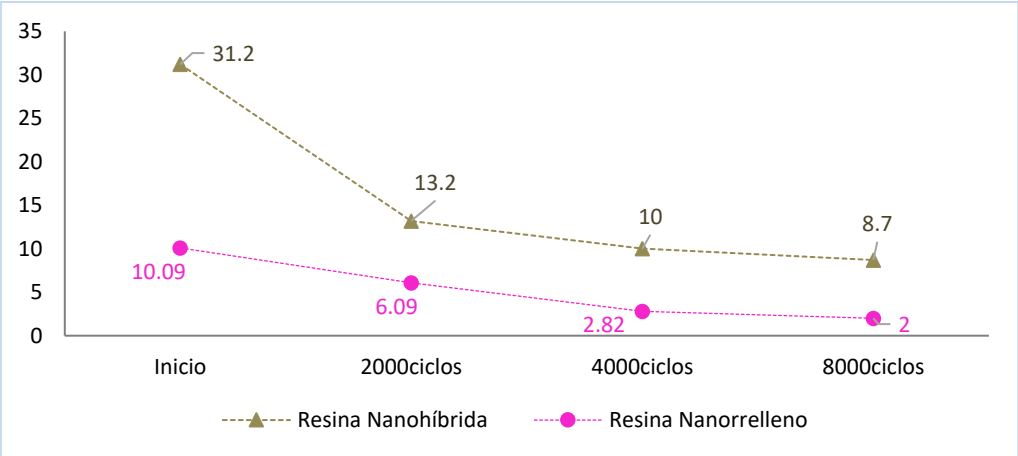
En cuanto a la porosidad de las dos resinas a los 2000 ciclos, la prueba de Mann-Whitney, arrojó un valor de U=29.5, p=0.071; por lo tanto, no hay diferencia significativa de la porosidad en las dos resinas a los 2000 ciclos.

Respecto a la porosidad de las dos resinas a los 4000 ciclos, el estadístico de Mann-Whitney, arrojó un valor de U=11.0, p=0.002; indicando que, el rango promedio de la porosidad entre las dos resinas es estadísticamente diferente, siendo la resina nanohíbrida la que presenta mayor cantidad de porosidad en los 4000 ciclos.

Así mismo, la porosidad de las dos resinas a los 8000 ciclos, la prueba de Mann-Whitney, obtuvo un valor de U=13.0, p=0.003; indicando que, el rango promedio de la porosidad entre las dos resinas es estadísticamente diferente, siendo la resina nanohíbrida la que presenta mayor cantidad de porosidad en los 8000 ciclos.

Gráfico 2

Promedio de la POROSIDAD de dos resinas en cuatro momentos



De la misma manera, se comparó los **SURCOS** entre resinas en los 4 ciclos, y no cumpliendo con la normalidad de los datos utilizó la prueba estadística de Mann-Whitney.

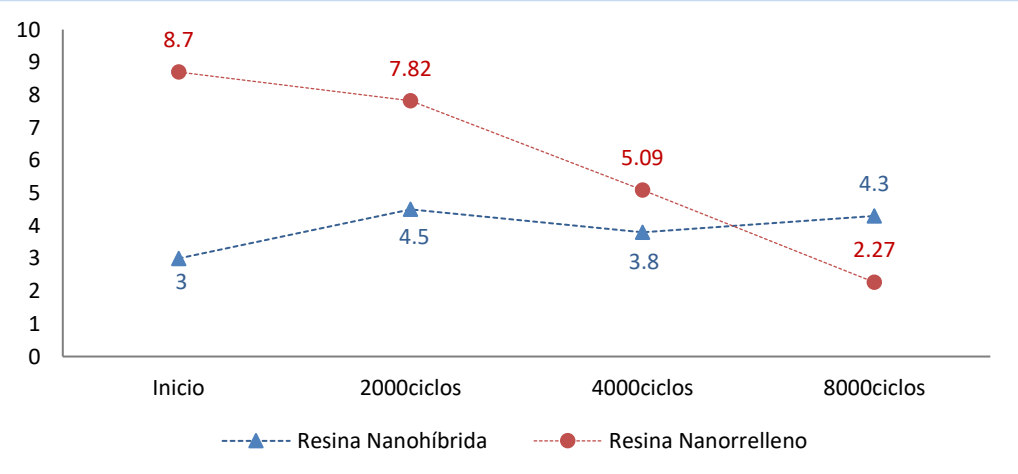
Tabla 11. Prueba de Mann-Whitney SURCOS

Surcos	Material	N	Media	Rango promedio	U de Mann-Whitney	Sig. asintótica(bilateral)
Ciclo inicial	Resina Nanohíbrida	10	3.00	7.60	21.0	.012 *
	Resina de Nanorrelleno	10	8.27	14.09		
2000 ciclos	Resina Nanohíbrida	10	4.50	8.45	29.5	.071
	Resina de Nanorrelleno	10	7.82	13.32		
4000 ciclos	Resina Nanohíbrida	10	3.80	9.90	44.0	.423
	Resina de Nanorrelleno	10	5.09	12.00		
8000 ciclos	Resina Nanohíbrida	10	4.30	13.05	34.5	.142
	Resina de Nanorrelleno	10	2.27	9.14		

La prueba de Mann-Whitney efectuada a los surcos entre las dos resinas, se obtuvo en el ciclo inicial un valor de U=21.0, p=0.012; indicando que, el rango promedio de los surcos entre las resinas en un inicio son estadísticamente diferentes, pues la resina nanorrelleno presenta mayor cantidad de surcos al inicio, que la resina nanohibrida. Mientras que la cantidad de surcos de las dos resinas a los 2000ciclos (U=29.5, p=0.071); a los 4000ciclos (U=44.0, p=0.423) y 8000ciclos (U=34.5, p=0.142), no hay evidencia de diferencia estadísticas significativa en las dos resinas.

Gráfico 3

Promedio de SURCOS de dos resinas en cuatro momentos



5.2 Del Objetivo Específico 1:

Determinar la resistencia al desgaste por fricción de una resina nanohíbrida.

Para cumplir con este objetivo se analizó el peso, porosidad y surcos.

Peso de resina nanohíbrida

Se tiene el peso de la resina de nanohíbrida medida en cuatro ciclos; en tanto, a los datos se les analiza el supuesto de normalidad, el cual no se cumple; consecuentemente, se realizó la prueba estadística no paramétrica de Friedman.

Tabla 12. Prueba no paramétrica de Friedman. (peso nanohíbrida) en los 4 ciclos

Peso (mg) de la resina nanohíbrida	N	Media	Rango promedio	χ^2	gl	Sig. asintótica
Inicial	10	558,00	3.70	18.692	3	0.000
2000 ciclos	10	556,50	2.75			
4000 ciclos	10	554,10	2.15			
8000 ciclos	10	552,80	1.40			

Nivel de significancia $\alpha = 0.05$

Al realizar la prueba de Friedman a los datos del peso de la resina nanohíbrida se obtuvo un valor de χ^2=18.692, p=0.000 ($p < 0.05$); de manera que, se afirma que el rango promedio del peso en alguno de los cuatro ciclos es diferente a los demás. Es decir, existen diferencias estadísticamente significativas entre el rango promedio del peso en los diferentes ciclos de la resina nanohíbrida. De manera que se realizó el análisis post hoc de Durbin-Conover.

Tabla 13. Comparaciones entre Parejas de ciclos (Durbin-Conover) resina nanohíbrida

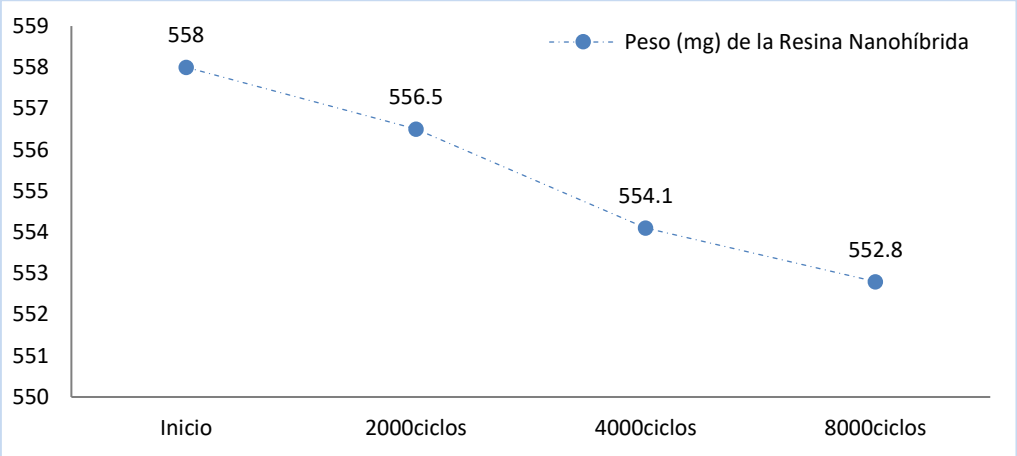
Peso (mg) de resina nanohíbrida	Estadístico Durbin-Conover	p
Inicial – 2000 c	2.67 *	0.013
Inicial – 4000 c	4.35 *	< .001
Inicial – 8000 c	6.45 *	< .001
2000 c- 4000 c	1.68	0.104
2000 c- 8000 c	3.79 *	< .001
4000 c- 8000 c	2.10 *	0.045

Encontrándose diferencias significativas entre el promedio del peso inicial

(M=558) pues es mayor al peso promedio a los 2000 ciclos (M=556.5, p=0.013), a los 4000 ciclos (M=554.1, p<0.001) y a los 8000 ciclos (M=552.8, p<0.001). Así mismo, los resultados del peso de los 2000 ciclos (M=556.5) es mayor al de los 8000 ciclos (M=552.8, p<0.001); el peso a los 4000 ciclos es (M=554.1) mayor al de los 8000 ciclos (M=552.8, p<0.045). Mientras que entre los pesos a los 2000 ciclos y 4000 ciclos no hay diferencias significativas, siendo sus pesos promedios estadísticamente iguales.

Gráfico 4

Promedio de peso (mg) de la resina nanohíbrida en cuatro momentos



Porosidad de resina nanohíbrida

Se tiene la porosidad de la resina de nanohíbrida medida en cuatro ciclos, a los datos se les analizó el supuesto de normalidad, el cual se cumple; por tanto, se realizó la prueba estadística paramétrica ANOVA de muestras repetidas.

Tabla 14. ANOVA de muestras repetidas Porosidad de resina nanohíbrida

Porosidad de resina nanohíbrida	N	Media	Desv. estándar	Mínimo	Máximo
Inicial	10	31,20	17.229	4	62
2000 ciclos	10	13,20	10.053	3	30
4000 ciclos	10	10,00	4.522	3	18
8000 ciclos	10	8,70	5.736	2	18

Prueba de esfericidad de Mauchly[a]

Efecto intra-sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon[b]		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
ciclos	.174	13.496	5	.020	.515	.601	.333

Prueba la hipótesis nula de que la matriz de covarianzas de error de las variables dependientes con transformación ortonormalizada es proporcional a una matriz de identidad.
a. Diseño: Intersección
Diseño intra-sujetos: ciclos
b. Se puede utilizar para ajustar los grados de libertad para las pruebas promedio de significación. Las pruebas corregidas se visualizan en la tabla de pruebas de efectos intra-sujetos.

Para evaluar que la porosidad en los cuatro ciclos son estadísticamente diferentes se realizó el ANOVA de muestras repetidas, por lo que se realiza la prueba de esfericidad de Mauchly (sig.=0.020<α=0.05); por lo tanto, existen diferencias significativas en las varianzas de las diferencias de pares de medias de los ciclos; de modo que el Épsilon Greenhouse-Geisser (0.515) es menor a 0.75, se procedió a usar Greenhouse-Geisser para interpretar los efectos intra-sujetos.

Tabla 15. Pruebas de efectos intra-sujetos

	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta parcial al cuadrado	Potencia observada[a]
Greenhouse-Geisser	3279.675	1.544	2123.667	12.963	.001	.590	.971

a. Se ha calculado utilizando alpha = .05

Se obtuvo un $F_{(1.544)}$=12.963, p=0.001 de Greenhouse-Geisser de efectos intra-sujetos, que indica diferencias estadísticamente significativas entre la porosidad de los diferentes ciclos; con un tamaño del efecto $\eta^2 = 0.590$ (59% del cambio en la porosidad es debido a los diferentes ciclos de la resina nanohíbrida); así mismo, con una potencia estadística ß-1=0.971 (no hay error de tipo II). Por tanto, al menos en un ciclo se obtuvo porosidad promedio diferentes a los demás ciclos, en consecuencias se realizó el análisis post hoc con Bonferroni.

Tabla 16. Comparaciones por parejas análisis post hoc con Bonferroni.

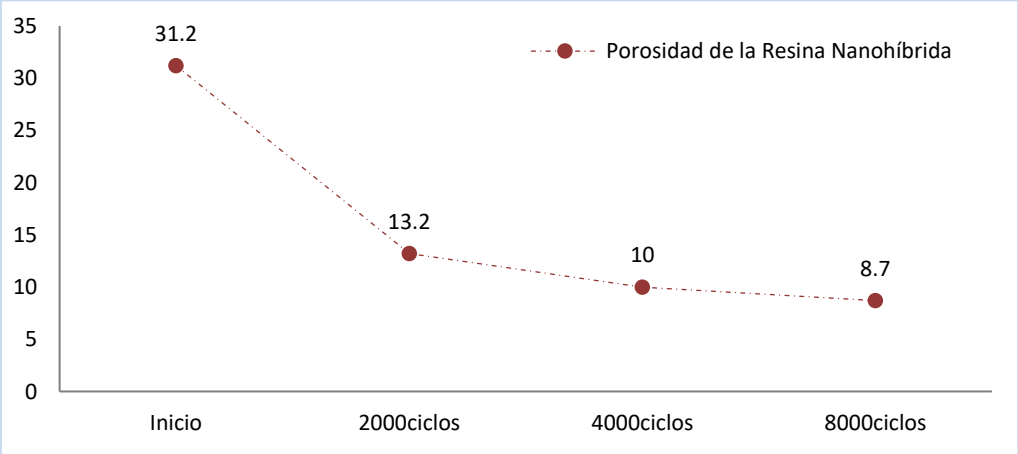
Porosidad de resina nanohibrida	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig.[b]	95% de intervalo de confianza para diferencia[b]	
				Límite inferior	Límite superior
inicial - 2000c	18.000*	4.377	.016	3.276	32.724
inicial - 4000c	21.200*	4.844	.011	4.905	37.495
inicial- 8000c	22.500*	6.010	.028	2.282	42.718
2000c- 4000c	3.200	2.444	1.000	-5.022	11.422
2000c- 8000c	4.500	3.478	1.000	-7.200	16.200
4000c- 8000c	1.300	2.098	1.000	-5.758	8.358

Se basa en medias marginales estimadas
*. La diferencia de medias es significativa en el nivel .05
b. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

Con el análisis post hoc de comparaciones por parejas, se encontró diferencias significativas entre el promedio de porosidad inicial (M=31.20) pues es mayor a la porosidad promedio a los 2000 ciclos (M=13.20, p=0.016), a los 4000 ciclos (M=10, p=0.011) y a los 8000 ciclos (M=8.7, p=0.028). Por el contrario, no hay diferencias significativas entre la porosidad a los 2000 ciclos (M=13.2) y 4000 ciclos (M=10); 2000 ciclos (M=13.20) y 8000 ciclos (M=8.70); y entre los 4000 ciclos (M=10) y 8000 ciclos (M=8.70), siendo la porosidad promedios entre estas parejas estadísticamente iguales.

Gráfico 5

Promedio de porosidad de la resina nanohíbrida en cuatro momentos



Surcos de resina nanohíbrida

Se cuenta con el número de surcos de la resina de nanohíbrida medida en cuatro ciclos; a los datos se les analiza el supuesto de normalidad, el cual no se cumple; por tanto, se realizó la prueba estadística no paramétrica de Friedman.

Tabla 17. Prueba no paramétrica de Friedman Surcos de resina nanohíbrida

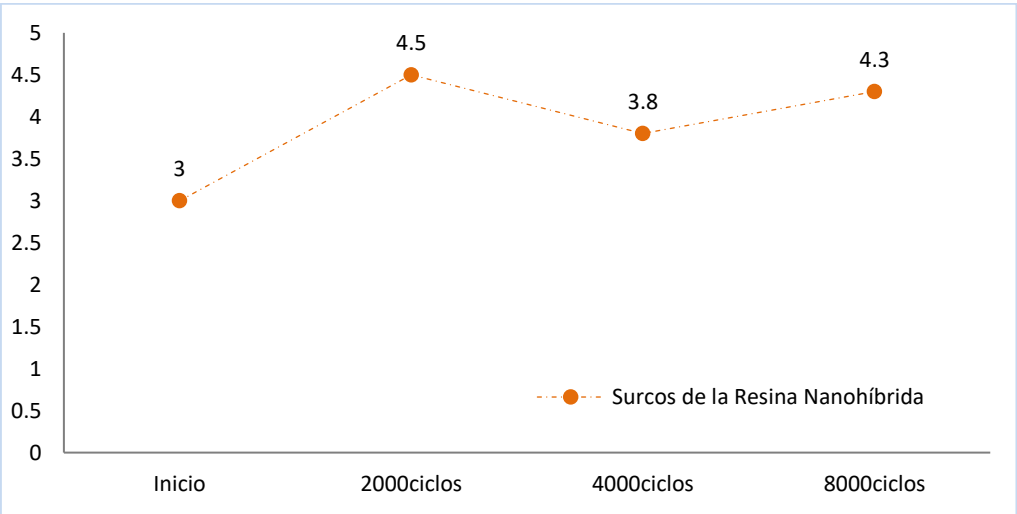
Surcos de resina nanohíbrida	N	Media	Rango promedio	χ^2	gl	Sig. asintótica
Inicial	10	3,00	2.15	1.385	3	0.709
2000 ciclos	10	4,50	2.45			
4000 ciclos	10	3,80	2.75			
8000 ciclos	10	4,30	2.65			

Nivel de significancia $\alpha = 0.05$

Al realizar la prueba de Friedman a los datos de los surcos de la resina nanohíbrida se obtuvo un valor de χ^2=1.385, p=0.709 (p > 0.05); en tanto, el rango promedio de surcos en los cuatro ciclos es estadísticamente iguales. Es decir, no existen diferencias estadísticamente significativas entre el rango promedio de surcos en los diferentes ciclos de la resina nanohíbrida.

Gráfico 6

Promedio de surcos de la resina nanohíbrida en cuatro momentos



5.3 Del Objetivo Específico 2:

Determinar la resistencia al desgaste por fricción de una resina de nanorrelleno.
Para cumplir con este objetivo se analizó el peso, porosidad y surcos.

Peso de resina de nanorrelleno

Se tiene el peso de la resina de nanorrelleno medido en cuatro ciclos; en tanto, a los datos se les analiza el supuesto de normalidad, el cual no se cumple; por tanto, se realizó la prueba estadística no paramétrica de Friedman.

Tabla 18. Prueba estadística no paramétrica de Friedman de peso de resina de nanorrelleno

Peso (mg) resina nanorrelleno	N	Media	Rango promedio	χ^2	gl	Sig. asintótica
Inicial	11	500,82	3.14	21.926	3	0.000
2000 ciclos	11	500,73	3.00			
4000 ciclos	11	500,45	2.55			
8000 ciclos	11	408,27	1.32			

Nivel de significancia $\alpha = 0.05$

Al realizar la prueba de Friedman a los datos del peso de la resina nanorrelleno se determinó un valor de χ^2=21.926, p=0.000 ($p < 0.05$); por lo que, se afirmar que el rango promedio del peso en alguno de los cuatro ciclos es diferente. Señalando que, existen diferencias estadísticamente significativas entre el rango promedio del peso en los diferentes ciclos de la resina nanorrelleno. De manera que se realizó el análisis post hoc de Durbin-Conover.

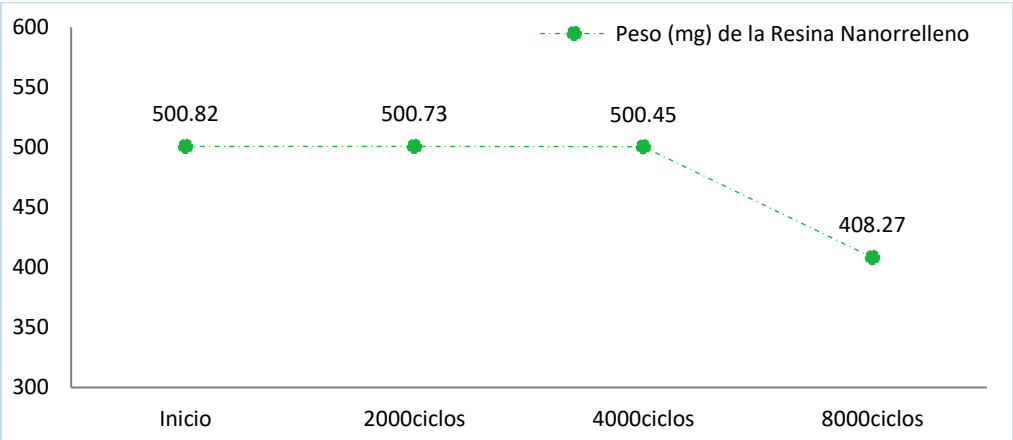
Tabla 19. Comparaciones Entre Parejas (Durbin-Conover)

Peso (mg) de resina nanorelleno	Estadístico Durbin-Conover	p
Inicial - 2000c	0.519	0.608
Inicial - 4000c	2.247 *	0.032
Inicial - 8000c	6.914 *	< .001
2000c- 4000c	1.729	0.094
2000c- 8000c	6.396 *	< .001
4000c- 8000c	4.667 *	< .001

Hallándose diferencias significativas entre el promedio del peso inicial (M=500.82) pues es mayor al peso promedio a los 4000 ciclos (M=500.45, p<0.032) y a los 8000 ciclos (M=408.27, p<0.001). Además, los resultados del peso de los 2000 ciclos (M=500.73) es mayor al de los 8000 ciclos (M=408.27, p<0.001) y el peso a los 4000 ciclos es (M=500.45) es mayor al de los 8000 ciclos (M=408.27, p<0.001). Mientras que entre los pesos iniciales (M=500.82) y los 2000 ciclos (M=500.73); así mismo, entre los 2000 ciclos (M=500.73) y los 4000 ciclos (M=500.45), no hay diferencias significativas, siendo sus pesos promedios estadísticamente iguales.

Gráfico 7

Promedio del peso (mg) de la resina nanorrelleno en cuatro momentos



Porosidad de resina de nanorrelleno

Se tiene con la porosidad de la resina de nanorrelleno medida en cuatro ciclos; de modo que, a los datos se les analizó el supuesto de normalidad, el cual no se cumple; por lo que, se realizó la prueba estadística no paramétrica de Friedman.

Tabla 20. Friedman Porosidad de resina de nanorrelleno

Porosidad de resina nanorelleno	N	Media	Rango promedio	χ^2	gl	Sig. asintótica
Inicial	11	10,09	3.36	12.092	3	0.007
2000 ciclos	11	6,09	2.86			
4000 ciclos	11	2,82	1.91			
8000 ciclos	11	2,00	1.86			

Nivel de significancia $\alpha = 0.05$

Al efectuar la prueba de Friedman a los datos de la porosidad de la resina nanorrelleno se determinó un valor de χ^2=12.092, p=0.007 ($p < 0.05$); por lo que, se afirma que el rango promedio de la porosidad en alguno de los cuatro ciclos en diferente. Señalando que, existen diferencias estadísticamente significativas entre el rango promedio de la porosidad en los diferentes ciclos de la resina nanorrelleno. De manera que se realizó el análisis post hoc de Durbin-Conover.

Tabla 21. Comparaciones Entre Parejas (Durbin-Conover)

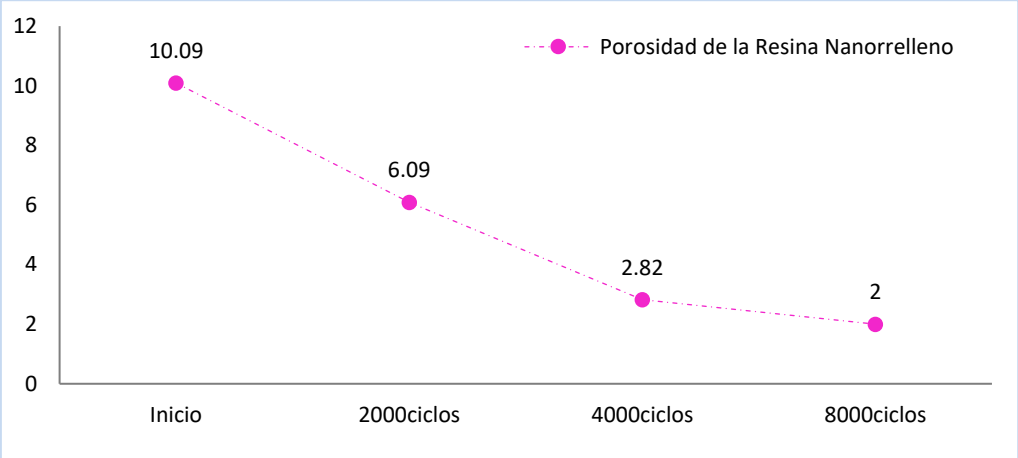
Porosidad de resina nanorelleno	Estadístico Durbin-Conover	p
inicial - 2000c	1.153	0.258
inicial - 4000c	3.353	0.002 *
inicial- 8000c	3.458	0.002 *
2000c- 4000c	2.201	0.036 *
2000c- 8000c	2.305	0.028 *
4000c- 8000c	0.105	0.917

Hallándose diferencias significativas entre el promedio de porosidad de resina nanorrelleno inicial (M=10.09) pues es mayor a la porosidad promedio que a los 4000 ciclos (M=2.82, p=0.002) y a los 8000 ciclos (M=2.00, p=0.002). Además, los resultados de la porosidad de los 2000 ciclos (M=6.09) es mayor al de los 4000 ciclos (M=2.82, p=0.036) y a los 8000 ciclos (M=2.00, p=0.028). Por el contrario, entre la porosidad

iniciales (M=10.09) y los 2000 ciclos (M=6.09); y entre los 4000 ciclos (M=2.82) y los 8000 ciclos (M=2.00), no hay diferencias significativas, siendo la porosidad promedio estadísticamente iguales.

Gráfico 8

Promedio de porosidad de la resina nanorrelleno en cuatro momentos



Surcos en la resina de nanorrelleno

Se cuenta con el número de surcos en la resina de nanorrelleno medida en cuatro ciclos; de modo que, a los datos se les analizó el supuesto de normalidad, el cual no se cumple; por lo que, se realizó la prueba estadística no paramétrica de Friedman.

Tabla 22. Prueba Friedman Surcos de resina de nanorrelleno

Surco de resina nanorrelleno	N	Media	Rango promedio	χ^2	gl	Sig. asintótica
Inicial	11	8,27	3.00	10.697	3	0.013
2000 ciclos	11	7,82	2.95			
4000 ciclos	11	5,09	2.55			
8000 ciclos	11	2,27	1.50			

Nivel de significancia $\alpha = 0.05$

Al efectuar la prueba de Friedman a los datos de surco de la resina nanorrelleno se obtuvo un valor de χ^2=10.697, p=0.013 ($p < 0.05$); por consiguiente, se puede afirmar que el rango promedio de surcos en alguno de los cuatro ciclos en diferente. evidenciando que, existen diferencias estadísticamente significativas entre el rango promedio de surcos en los diferentes ciclos de la resina nanorrelleno. De manera que se realizó el análisis post hoc de Durbin- Conover.

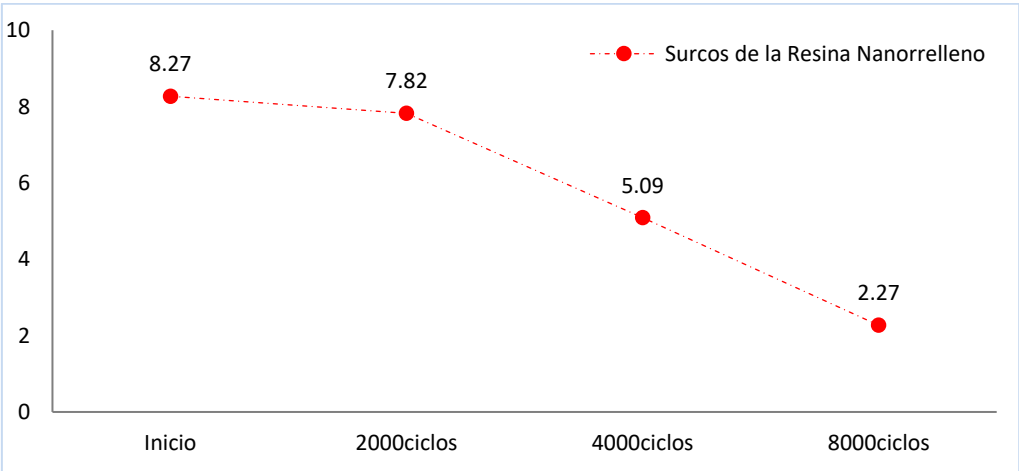
Tabla 23. Comparaciones Entre Parejas (Durbin-Conover)

Surco de resina nanorrelleno	Estadístico Durbin-Conover	p
inicial - 2000c	0.101	0.920
inicial - 4000c	1.009	0.321
inicial- 8000c	3.331	0.002 *
2000c- 4000c	0.909	0.371
2000c- 8000c	3.230	0.003 *
4000c- 8000c	2.322	0.027 *

Encontrándose diferencias significativas entre el promedio de surco inicial (M=8.27) pues es mayor a los surcos promedio a los 8000 ciclos (M=2.27, p=0.002). Así también, los resultados de surcos a los 2000 ciclos (M=7.82) es mayor al de los 8000 ciclos (M=2.27, p=0.003) y los surcos a los 4000 ciclos es (M=5.09) es mayor al de los 8000 ciclos (M=2.27, p=0.027). Mientras que entre los surcos iniciales (M=8.27) y los 2000 ciclos (M=7.82) y los 4000 ciclos (M=5.09) son iguales; así mismo, entre los 2000 ciclos (M=7.82) y los 4000 ciclos (M=5.09), no hay diferencias significativas, siendo los surcos promedios estadísticamente iguales.

Gráfico 9

Promedio de surcos de la resina nanorrelleno en cuatro momentos



5.4 Del Objetivo Específico 3:

Determinar la resistencia al desgaste por fricción de una amalgama de fase dispersa.

Para cumplir con este objetivo se analizó el peso; sin embargo, la porosidad y surcos no fue posible estudiarla dado que 7 de las 10 muestras sufrieron fracturas de sus bordes, y la superficie que se friccionó sólo dejó un área brillante sin poros ni surcos.

Peso de amalgama de fase dispersa

Se tiene el peso de la amalgama de fase dispersa, medida en cuatro ciclos, a los datos se les analizó el supuesto de normalidad, el cual se cumple; por tanto, se realizó la prueba estadística paramétrica ANOVA de muestras repetidas.

Tabla 24. ANOVA de muestras repetidas

Peso (mg) de amalgama de fase dispersa	N	Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
Inicial	10	2695,20	98,54	2505	2815
2000 ciclos	10	2547,10	136,84	2336	2708
4000 ciclos	10	2463,00	184,67	2152	2698
8000 ciclos	10	2328,90	257,18	1989	2696

Prueba de esfericidad de Mauchly[a]

Efecto intra-sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon[b]		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
ciclos	.181	13.190	5	.023	.590	.724	.333

Prueba la hipótesis nula de que la matriz de covarianzas de error de las variables dependientes con transformación ortonormalizada es proporcional a una matriz de identidad.
a. Diseño : Intersección
Diseño intra-sujetos: ciclos
b. Se puede utilizar para ajustar los grados de libertad para las pruebas promedio de significación. Las pruebas corregidas se visualizan en la tabla de pruebas de efectos intra-sujetos.

Para evaluar que el peso de amalgama de fase dispersa en los cuatro ciclos son estadísticamente diferentes se realizó el ANOVA de muestras repetidas, por lo que se realiza la prueba de esfericidad de Mauchly (sig.=0.023<α=0.05), por lo que existen diferencias significativas en las varianzas de las diferencias de pares de medias en los ciclos; por tanto, siendo Greenhouse- Geisser Epsilon (0.590) menor a 0.75, se usó Greenhouse-Geisser para interpretar los efectos intra-sujetos.

Tabla 25. Pruebas de efectos intra-sujetos

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta parcial al cuadrado	Potencia observada[a]
Greenhouse-Geisser	706732.500	1.771	399170.951	20.595	.000	.696	.999

a. Se ha calculado utilizando alpha = .05

Greenhouse-Geisser de efectos intra-sujetos, se obtuvo $F_{(1.771)}$=20.595, p=0.000 indicando diferencias estadísticamente significativas entre el peso de amalgama de fase dispersa de los diferentes ciclos; con un tamaño del efecto $\eta^2 = 0.696$ (69.6% del cambio en el peso es debido a los diferentes ciclos); así mismo, la potencia estadística ß-1=0.999 (no hay error de tipo II). Por tanto, al menos en un ciclo se obtuvo peso promedio diferente a los demás ciclos, en consecuencias se realizó el análisis post hoc con Bonferroni.

Tabla 26. Comparaciones por parejas

Peso (mg) de amalgama de fase dispersa	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig.[b]	95% de intervalo de confianza para diferencia[b]	
				Límite inferior	Límite superior
inicial – 2000 c	148.100	46.287	.065	-7.619	303.819
inicial – 4000 c	232.200 *	54.163	.012	49.985	414.415
inicial- 8000 c	366.300 *	67.893	.003	137.896	594.704
2000 c- 4000 c	84.100 *	20.050	.014	16.649	151.551
2000 c- 8000 c	218.200 *	47.059	.007	59.883	376.517
4000 c- 8000 c	134.100 *	37.739	.037	7.139	261.061

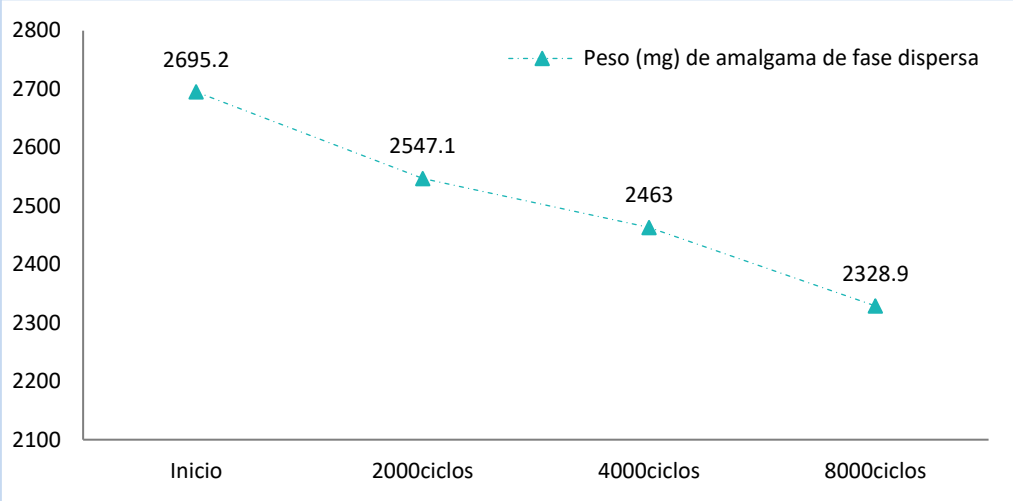
Se basa en medias marginales estimadas
*. La diferencia de medias es significativa en el nivel .05
b. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

Con el análisis post hoc de comparaciones por parejas, se encontró diferencias significativas entre el promedio del peso de amalgama de fase dispersa inicial (M=2695.2) pues es mayor al peso promedio a los 4000 ciclos (M=2463.0, p=0.012) y a los 8000 ciclos (M=2328.9, p=0.003). También el peso a los 2000 ciclos (M=2547.1) es mayor al peso promedio a los 4000 ciclos (M=2463.0, p=0.014) y a los 8000 ciclos (M=2328.9, p=0.007); así mismo, el peso a los 4000 ciclos es mayor que a los 8000 ciclos (M=2328.9, p=0.037).

Por el contrario, no hay diferencias significativas entre el peso inicial (M=2695.2) y 2000 ciclos (M=2547.1), siendo el peso promedio de amalgama de fase dispersa entre esta pareja estadísticamente igual.

Gráfico 10

Promedio de peso (mg) de la amalgama de fase dispersa en cuatro momentos



5.5 Del Objetivo Específico 4:

Determinar la resistencia al desgaste por fricción de esmalte sano.

Para cumplir con este objetivo se analizó el peso; sin embargo, la porosidad y surcos no fue posible dado que después de cada ciclo de deslizamiento de fricción solamente se observaron superficies brillantes sin poros ni surcos, debido a la naturaleza del tejido estudiado.

Peso de esmalte sano

Se tiene el peso del esmalte sano, medido en cuatro ciclos, evaluándose a los datos el supuesto de normalidad, el cual se cumple; por tanto, se realizó la prueba estadística paramétrica ANOVA de muestras repetidas.

Tabla 27. Anova medidas repetidas

Peso (mg) de esmalte sano	N	Media	Desv. Desviación	Mínimo	Máximo
Inicial	10	399,0	20,58	359	422
2000 ciclos	10	399,0	20,58	359	422
4000 ciclos	10	397,6	21,06	356	420
8000 ciclos	10	393,1	20,94	354	418

El peso del esmalte sano al inicio es el mismo que a los 2000 ciclos; por tanto, se hizo un análisis de varianza sin considerar el peso a los 2000 ciclos.

Tabla 28. Prueba de esfericidad de Mauchly[a]

Efecto intra-sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Épsilon[b]		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Límite inferior
ciclos	.273	10.399	2	.006	.579	.611	.500

Prueba la hipótesis nula de que la matriz de covarianzas de error de las variables dependientes con transformación ortonormalizada es proporcional a una matriz de identidad.

a. Diseño: Intersección Diseño intra-sujetos: ciclos

b. Se puede utilizar para ajustar los grados de libertad para las pruebas promedio de significación. Las pruebas corregidas se visualizan en la tabla de pruebas de efectos intra-sujetos.

Para evaluar que el peso del esmalte sano en los cuatro ciclos son estadísticamente diferentes se realizó el ANOVA de muestras repetidas, por lo que se realizó la prueba de esfericidad de Mauchly (sig.=0.006<α=0.05), por lo que existen diferencias significativas en las varianzas de las diferencias de pares de medias en los ciclos; por tanto, siendo Greenhouse-Geisser Épsilon (0.579) menor a 0.75, se usó Greenhouse-Geisser para interpretar los efectos intra-sujetos.

Tabla 29. Pruebas de efectos intra-sujetos

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta parcial al cuadrado	Potencia observada[a]
Greenhouse-Geisser	190.067	1.158	164.163	50.411	.000	.849	1.000

a. Se ha calculado utilizando alpha = .05

Greenhouse-Geisser de efectos intra-sujetos, se obtuvo $F_{(1.158)}$=50.411, p=0.000 indicando diferencias estadísticamente significativas entre el peso del esmalte sano de los diferentes ciclos; con un tamaño del efecto $\eta^2 = 0.849$ (84.9% del cambio en el peso es debido a los diferentes ciclos); así mismo, la potencia estadística ß-1=1.000 (no hay error de tipo II). Por tanto, al menos en un ciclo se obtuvo peso promedio diferente a los demás ciclos, en consecuencias se realizó el análisis post hoc con Bonferroni.

Tabla 30. Comparaciones por parejas

Peso (mg) de esmalte sano	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig.[b]	95% de intervalo de confianza para diferencia[b]	
				Límite inferior	Límite superior
inicial - 4000c	1.400*	.306	.004	.504	2.296
inicial- 8000c	5.900*	.623	.000	4.073	7.727
4000c- 8000c	4.500*	.806	.001	2.135	6.865

Se basa en medias marginales estimadas

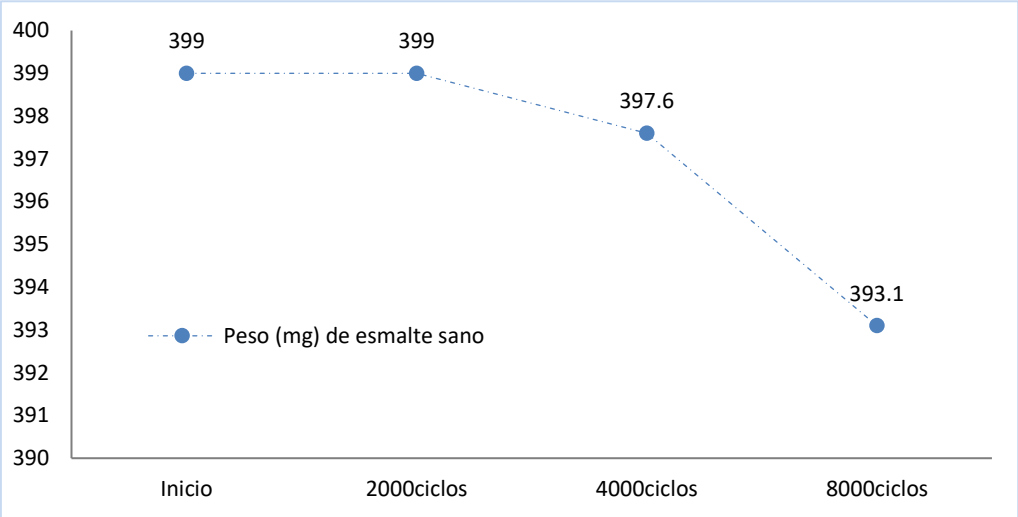
*. La diferencia de medias es significativa en el nivel .05

b. Ajuste para varias comparaciones: Bonferroni.

Con el análisis post hoc de comparaciones por parejas, se encontraron diferencias significativas entre el promedio del peso de esmalte sano inicial (M=399) pues es mayor al peso promedio a los 4000 ciclos (M=397.6, p=0.004) y a los 8000 ciclos (M=393.1, p=0.000). También entre el peso a los 4000 ciclos (M=397.6) es mayor al peso promedio a los 8000 ciclos (M=393.1, p=0.001)

Gráfico 11

Promedio de peso (mg) del esmalte sano en cuatro momentos



GRUPO A (Resina nanohíbrida)

Peso: Existen diferencias significativas entre los promedios del peso en los diferentes ciclos de desgaste, excepto entre los pesos a los 2000 ciclos y 4000 ciclos en los que no hay diferencia significativa.

Porosidades: Existen diferencias significativas entre la porosidad inicial y final en los diferentes ciclos de desgaste, siendo las diferencias significativas entre la media inicial y el segundo ciclo de desgaste (4000 deslizamientos), al igual entre la inicial y la del último ciclo (8000 deslizamientos). Evidenciando que la porosidad disminuye durante su desgaste.

Surcos: No existen diferencias estadísticamente significativas entre los promedios de surcos después de los ciclos de desgaste en la resina nanohíbrida.

GRUPO B (Resina nanorrelleno)

Peso: Se hallaron **diferencias significativas** entre el promedio del peso inicial, con el final de 8000 ciclos.

Además, los resultados del peso de los 2000 ciclos, es mayor al de los 8000 ciclos

y el peso a los 4000 ciclos es mayor al de los 8000 ciclos.

Mientras que, entre los pesos iniciales y los 2000 ciclos, así mismo, entre los 2000 ciclos y los 4000 ciclos, **no hay diferencias significativas**, siendo sus pesos promedios estadísticamente iguales.

Porosidades: Se hallaron **diferencias significativas entre el promedio de porosidad de resina nanorrelleno** inicial con los demás ciclos, pues es mayor a los resultados de la porosidad de los 2000 ciclos, al de los 4000 ciclos, y a los 8000 ciclos

Por el contrario, entre la porosidad iniciales y los 2000 ciclos; y entre los 4000 ciclos y los 8000 ciclos, no hay diferencias significativas, siendo la porosidad promedio estadísticamente iguales.

Surcos: Hubo diferencias significativas entre el primer y último ciclo de desgaste en cuanto al número de surcos formados. Mientras que entre el inicio y los 2000, y los 2000 y 4000 son iguales, así mismo entre los 2000 y los 4000 ciclos no existen diferencias significativas, siendo el promedio de surcos estadísticamente iguales.

GRUPO C (Amalgama dispersa)

Peso: Se puede concluir que hubo diferencias significativas entre el peso inicial progresivamente hasta el peso final del último ciclo de desgaste.

Poros y surcos: en la observación inicial se observó una superficie lisa y brillante, sin poros ni surcos, pero después del primer ciclo de desgaste superficial se logró divisar solamente irregularidades superficiales tipo gránulos, además de amplias fracturas de bordes que ocupaban gran porcentaje del total que imposibilitó hacer una comparación con las muestras de los otros materiales.

GRUPO D (Esmalte sano)

Hubo diferencias significativas entre el promedio de peso inicial y el final, es decir que hubo desgaste estadísticamente significativo.

Poros y surcos. No se lograron distinguir surcos ni porosidades en la observación con el microscopio estereoscópico, después de cada ciclo.

CAPITULO 6: DISCUSIÓN

En el estudio realizado por Suárez y Lozano (2014), donde compararon la dureza superficial de dos resinas compuestas de nanotecnología pulidas inmediatamente y después de 24 horas de su colocación, las resinas estudiadas fueron nanohíbrida y de nanorrelleno. Concluyeron que la resina nanohíbrida obtuvo mayor dureza superficial. La investigación la realizaron mediante la técnica de microdureza de Vickers donde se produjo presión constante con carga de 500 gr durante 10 segundos.

En este estudio la dureza se realizó mediante el desgaste por fricción mas no por presión. Por ello la diferencia de resultados, en este estudio se considera que ambos tipos de resinas de nanotecnología muestran mayor resistencia al desgaste por fricción.

En las muestras de este estudio, el pulido se realiza entre 2 y 7 días después de su elaboración. Requeriríamos ahondar en otros estudios si la postergación del pulido por mayor tiempo que 24 horas, pueda favorecer a la mayor dureza superficial.

En la investigación de Cruz et al. (2016) donde compararon rugosidad y dureza de seisresinas de nanotecnología tipos dentina (D) y esmalte (E) en uno de los resultados se concluyó que hubo diferencias significativas entre la resina de esmalte y de dentina de la misma marca de resina de nanotecnología, se podría sospechar que sea por la adición de pigmentos al relleno o elementos para darle la opacidad de la dentina, tema para investigar en otro estudio. Finalmente, tampoco hubo diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la rugosidad y dureza en resinas de nanotecnología.

Granda (2017) evaluó la rugosidad superficial de resinas nanohíbridas por efecto del cepillado dental con dos tipos de dentífricos: clareador y común, con una máquina simuladora de cepillado, concluyeron que no hubo diferencia entre ambos dentífricos. Los resultados de este estudio corroboran lo concluido en la que no hay diferencia en el desgaste de las resinas de nanotecnología.

El estudio de Turbi (2020) en la que se determinó la dureza superficial de resinas compuestas de nanotecnología de diferentes fabricantes según el tiempo de fotocurado y momento de pulido, aunque hubo diferencia de dos resinas en cuanto a dureza por

diferentes tiempos de fotocurado, las muestras pulidas 24 horas después se observó mayor dureza superficial que las sin pulir, coincidiendo con los estudios realizados por Suárez y Lozano. Esto según se explica que al no realizar pulido quedan partículas libres superficialmente y sin polimerizar que se desprenden fácilmente.

En esta investigación, aunque se concluyó finalmente que ambas resinas de nanotecnología estudiadas tenían la misma resistencia al desgaste por fricción, según las tablas hubo diferencias entre el inicio y los consecutivos ciclos de desgaste dentro de cada uno de los materiales analizados individualmente

Esto podría ayudar a determinar que a mayor longevidad de estas resinas las haría menos resistentes al desgaste a través del tiempo, por lo que se requeriría una investigación específica de esta condición.

En cuanto la cantidad de porosidades observadas se evidenció que en ambas resinas disminuyen con el desgaste, tal vez debido a que se capturarían burbujas de aire durante el proceso de empaquetamiento de la resina subiendo hacia la superficie.

En cuanto a los surcos observados, pudo evidenciarse que en la resina de nanorrelleno, disminuyeron en número en forma progresiva durante los ciclos de desgaste de 2000, 4000 y 8000 deslizamientos, lo que puede indicar mejor resistencia a la rayadura de su superficie.

De los materiales estudiados fue la amalgama la que se produjo mayor decremento en su peso, es decir que se podría interpretar que se desgasta mayormente, pero hay que tomar en cuenta que se produjeron grandes fracturas en la periferia de la superficie de desgaste. Esto debido a la falta de soporte perimetral de la muestra, ya que el material por su característica molecular no tiene la cohesión que se da en las resinas de nanotecnología.

En el esmalte se produjo un mayor desgaste en comparación con las resinas, al obtener menor peso en cada ciclo de desgaste (1 ,49 % del peso inicial), esto podría indicar que las resinas de nanorrelleno y nanohíbridas, podrían desgastar menos que el mismo esmalte dentario. Para ello se tendría que realizar mayores estudios en diferentes técnicas, no sólo desgaste por fricción, para determinar certeramente esta afirmación.

CAPITULO 7: IMPACTO

La resinas de nanotecnología estudiadas en esta investigación aunado con los sistemas adhesivos de última generación, pueden considerarse de resultados odontológicos predecibles, y pueden usarse sin problemas en la restauración directa de pilares de PPR, disminuyendo considerablemente los costos, económicos y en tiempo, haciendo accesible el tratamiento de los pacientes que requieren ese tipo de restauraciones en la preparación biomecánica de la cavidad bucal para el uso de prótesis parcial removible.

CAPITULO 8: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Se concluye finalmente que entre las **resinas de nanotecnología estudiadas** no existen diferencias significativas en la resistencia al desgaste por fricción.

En cuanto a las **porosidades** observadas en las resinas tanto nanohíbridas como de nanorrelleno pudo evidenciarse que la porosidad disminuye durante los ciclos de desgaste.

En cuanto a los **surcos** observados en ambas resinas estudiadas, las diferencias significativas se observaron en la resina de nanorrelleno, ya que disminuyeron en número en forma progresiva durante los ciclos de desgaste de 2000, 4000 y 8000 deslizamientos.

La mayor pérdida de peso o mayor desgaste la obtuvo la amalgama de fase dispersa (13,67%), pues fue muy propenso a la fractura de bordes, después de cada fase de desgaste.

Podemos verificar que la hipótesis es nula, ya que no existe diferencia significativa entre la resistencia al desgaste por fricción en pilares de prótesis parcial removible de los dos materiales restauradores de nanotecnología.

Se tendrían que realizar mayores estudios mediante diferentes técnicas de desgaste por fricción, para determinar si las resinas de nanotecnología muestran mayor resistencia al desgaste que el esmalte dentario, lo que tampoco sería conveniente si la diferencia fuera significativa.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aguzzi A, (2010) "Riesgos En La Práctica Odontológica: Uso Del Mercurio", Universidad Nacional De Córdoba. Argentina. Archivos Venezolanos De Farmacología Y Terapéutica.

Arellano A. (2010) *"Composites Condensables Para Sectores Posteriores, Una Alternativa Para La Amalgama"* Univ. Del País Vasco. Dentsply De Trey Iberia. Www.Dentsply- Iberia.Com/Noticias/Clínica 2n10.Htm

Barnes, D. (1991) "A -5 And 8- Years Clinical Of Posterior Resin" Rev. Quintessence, Int 22: 143-151

Bayne S. (1999). "Arte Y Ciencia Operatoria Dental", 3°Edición. Madrid. Edit.Harcourt Brace Burdairon; G. (1991) "Manual De Biomateriales Dentarios". 2ªed. Barcelona Editorial: Masson; España.

Christiani J. (2022) "Estudio in vitro de la translucidez en dos resinas para restauraciones" Rev. De Operatoria dental y biomateriales. Vol. 11 Núm.2 May-ago 2022 México DF Córdova Alvarado J. (2019) "Comparación Del Desgaste In Vitro En Resinas Compuestas Filtek Z350 Y Filtek Bulk Fill Después Del Cepillado Dental Simulado", Tesis Para Optar El Título Profesional De Cirujano Dentista Trujillo – Perú.

Córdova A, (2019) "Comparación del desgaste in vitro en resinas compuestas Filtek Z350 y Filtek Bulk Fill, después del cepillado dental simulado. Trujillo 2018"

Repositorio Institucional ULADECH, 2019. Chimbote. Perú.

Craig R., (1996) "Materiales Dentales". 6ª Edición. 1996. Cap. 4. Madrid. Editorial Harcourt Brace.

Craig R., (1998) "Materiales De Odontología Restauradora". 10ª Edición. Editorial Harcourt Brace Madrid España.

Cruz J., (2015) "Análisis De La Rugosidad De Superficie Y Microdureza De Seis Resinas Compuestas" Operatoria Dental, Facultad De Medicina Dental Universidad De Lisboa, Lisboa, Portugal Doi: 10.1016/J.Rpemd.2015.11.010

García Triana, B. (2012). "Principales Proteínas Salivales: Estructura, Función Y Mecanismos De Acción". *Revista Habanera De Ciencias Médicas*, *11*(4), 450-456. RecuperadoEn

20 De Abril De 2021, De http://Scielo.Sld.Cu/Scielo.Php?Script=Sci_Arttext&Pid=S1729-519x2012000400004&Lng=Es&Tlng=Es.

Granda Vera Melva Viviana (2017) "Rugosidad Superficial De Resinas Nanohíbridas Sometidas Acción Continua Del Cepillado Con Dentífrico Clareador Y Dentífrico Común" Quito, Noviembre 2017 Facultad De Odontología Universidad Central Del Ecuador

Hervás García, A., (2006). "Resinas Compuestas: Revisión De Los Materialese Indicaciones Clínicas". *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal (Internet)*, *11*(2), 215-220. Recuperado En 27 De Abril De 2021, De Http://Scielo.Isciii.Es/Scielo.Php?Script=Sci_Arttext&Pid=S1698-69462006000200023&Lng=Es&Tlng=Es. International Association For Dental Research. Launching A Dental Materials Research Agenda[Internet]. Alexandria: The Association; 2012 [Cited 2013 Jan 14]. Available From: Http://Www.Iadr.Org/Files/Public/13dmiw_Summary.Pdf

Jorgense, K (1975) *"The Mechanism Of Marginal Fracture Of Amalgam Fielings"*. Act. Odont. Scand, 23: 347-389

Juárez Rolando P. (2017) "La Saliva En Pacientes Edéntulos Completos".Revista Ateneo Argentino De Odontología- Vol Lvii-Núm.2- 2017pp57-62

Julio Lanata E. (2008) "Atlas De Operatoria Dental". Edit. Alfaomega Grupo Editor Argentino S.A. Buenos Aires, Argentina. Pp 77-93.

Kreulen C. (1991) "Wear Measurements In Clinical Studies Of Composites Resinrestorations In The Posterior Region: A Review". J Dent. Child.; 58:109-123.

Lahoud, V. (2005) "Estudio Clínico Comparativo De Restauraciones Oclusoproximales Con Amalgama Fase Dispersa Y Restauraciones Oclusoproximales Con Resina Compuesta" Odontología Sanmarquina; 8 (1): 3-5

Lang Y Col. "The Importance Of Measurement Site During In Vivo Wear" International Association For Dental Research. General Sesión, 71. Chicago, Mar. 1993. Abstracts Of Papers. Chicago J. Dent. Res. (Spec. Issue): 136. Mar 1993 (Abstract.258)

Leinfelder K. (1986) "Wear Rates Of Posterior Composite Resins". Journalamerican Dental Association 112: 829-833.

Llena Puy, C. (2006). "La Saliva En El Mantenimiento De La Salud Oral Y Comoayuda

En El Diagnóstico De Algunas Patologías". *Medicina Oral, Patología Oral Ycirugía Bucal (Internet)*, *11*(5), 449-455. Recuperado En 20 De Abril De 2021.

Loza Fernandez, D. (2006) *"Diseño De Prótesis Parcial Removible"* Madrid, Edit Médica Ripano

Macchi, R. (2007) "Materiales Dentales". 4° Edición. Buenos Aires. Edit. Médica Panamericana

Mallat Desplats, E (1995) *"Prótesis Parcial Removible.* 1° Reimpresión, España Edit. Harcourt Brace

Mandarino F. (1989) "Estudio Comparativo Das Partículas De Carga Dediferentes Tipos De Resinas Compuestas" Edit. A. P., V 3, 27-31.

Mas Ac. (2002) "Efecto Erosivo Valorado A Través De La Microdureza Superficial Del Esmalte Dentario, Producido Por Tres Bebidas Industrializadas De Alto Consumoen La Ciudad De Lima. Estudio In Vitro". Tesis Para Optar El Título Profesional De Cirujano Dentista. Lima (Perú): Universidad Nacional Mayor De San Marcos.

Melo De Matos, J (2021) "Caracterización De Compuestos De Resina Bulk-Fillen Términos De Propiedades Físicas, Químicas, Mecánicas Y Ópticas Y Comportamiento Clínico"
J. Odontoestomatología. Vol.15 N° 1 Temuco Mar. 2021sao Paulo, Brasil

O'brien Wj (1984) "The Surface Roughness And Gloss Of Composites". J Dent Res.63(5):685-8. *Odontologíavital* , (26), 67-78. Obtenido El 19 De Abril De 2021 De Phillips R.W. (1998) "La Ciencia De Los Materiales Dentales". Cap. 12. 10 Edición. México. Editorial Interamericana

Rivera Pérez, J. (2017). "Diagnóstico Clínico En Saliva. Revisión".

Rodado J, (2019) "El Mercurio Y Su Toxicidad En La Salud Oral" Ciencia E Innovación En Salud. E 61: 1-16. Doi 10.1708/Innosa.61

Rodriguez G. Douglas R. (2008) "Evolución Y Tendencias Actuales En Resinas Compuestas" Acta Odontológica Venezolana. Vol 46, N°3 Año 2008 Issn°00001-6365

Rolan Suarez, Felipe Lozano. (2014). "Comparación De La Dureza Superficial De ResinasDe Nanotecnología, Según El Momento Del Pulido: In Vitro" Rev. Estom. Herediana. Ene-Mar; 24 (19: 11-6). Lima Perú.

Roulet, JF (1994). Integridad marginal: significado clínico. *Diario de Odontología*, *22* , S9-S12.

Setcots Jc, (1999) "Surface Finish Produced On Resin Composites By Newpolishing Systems". Quintessence Int. 30(3):169-73

Sezin M. (2018) " Resistencia a la flexión y módulo elástico de resinas de alta, mediana y baja densidad" Rev. Fac. Odontología 28 (3), 218 Córdoba Argentina

Soares Pv, (2019). "Resina Compuesta En Los Últimos 10 Años - Revisión De Laliteratura. Parte 1: Composición Química". J Clin Dent Res. Enero-Abril; 16 (1): 45- 56. Doi: https://Doi.Org/10.14436/2447-911x.16.1.045-056.Oar

Soderholm K. (1981) "Degradation Of Glass Filler In Experimental Composites".J Dent Res; 60:1867-75.

Sotomayor Zela, Ximena Virginia (2018). "Microdureza superficial de tres resinas dentales, Resina Bulk Fill, Resina Microhíbrida y Resina Nanohíbrida" Rev. Evid. Odontol. Clínica. Ene - Jun – Vol. 5 –Núm. 1. Universidad Católica Santa María, Arequipa, Perú.

Stefanello Busato A. (2005) "Odontología Restauradora y Estética", São Paulo. Edit. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica.

Studervant J., (1999) "Operatoria Dental. Arte y Ciencia". 3ª Edición. Madrid. España. Marzo. Cap. 6. Editorial Hardcourt Brace.

Suarez y Lozano "Comparación de la dureza superficial de resinas de nanotecnología según el momento del pulido" Revista Estomatológica Herediana. 18 de noviembre 2014. Vol. 24 Número 1 (2014) Enero-marzo.

Tejada K. (2019) "Resistencia por fuerza compresiva in vitro en resinas dentales nanoparticuladas y suprananoparticuladas" Tesis para obtener título de Cirujano dentista. Chachapoyas Perú

Toledano M. (2009) "Arte Y Ciencia De Los Materiales Odontológicos". 1°Edición. Barcelona,España: Editorial Avances Médico Dentales

Toledano Perez M., (2009) "Arte Y Ciencia De Los Materiales Odontológicos"Madrid. Ed. Avances Médico-Dentales C/Boix Y Morer, 6, 1°-28003

Turbi N. (2020) "Dureza Superficial En Resinas Compuestas De Nanotecnología De Diferentes Marcas Comerciales, Según El Tiempo De Fotocurado Y Momento Del

pulido, En El Área De Operatoria Dental De La Escuela De Odontología De La Universidad Nacional Pedro Henríquez Ureña, Periodo Septiembre-Diciembre 2019: Estudio In Vitro" Trabajo De Titulación, Santo Domingo, República Dominicana, 2020.

Van Dyken, J. (1986) "A Clinical Evaluation Of Conventional Microfiller And Hybridcomposite Resin Fieling". Act. Odontol. Scand, 44:357-367.

Xinxuan Zhou, Xiaoyu Y Col (2021) "Desarrollo Y Estado Del Composite De Resina Como Material De Restauración Dental" Journal Of Applied Polymer Scienc Vol 136 Número 44, 20 Noviembre. Https://Doi.Org/10.1002/App.48180

ANEXO 1

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

C.D. Esp. Lourdes T. Lara Téllez

FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

ANEXO 1										
FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS										
	GRUPO:					MATERIAL:				
	INICIAL		2000 CICLOS		4000 CICLOS		8000 CICLOS		RESULTADO FINAL	
MUESTRA	Características superficiales	Peso en miligramos	Características superficiales	Peso en miligramos	Características superficiales	Peso en miligramos	Características superficiales	Peso en miligramos	Características superficiales	Peso en miligramos
1										
2										
3										
4										
5										
6										
7										
8										
9										
10										

ANEXO 2

DESCRIPCIÓN TÉCNICA DE LA MÁQUINA PARA PRUEBA DE DESGASTE POR FRICCIÓN DE MATERIALES DENTALES EN ODONTOLOGÍA (*DESGASTÓMETRO)*

Este dispositivo fue diseñado para medir la resistencia mecánica en materiales dentales de uso en el campo de la odontología.



Fig. 1 Máquina para probar resistencia de materiales dentales en odontología

A continuación, se realizará una descripción de los componentes que loconstituyen:

1. Sistema Eléctrico

1.1. Botón de encendido de motor principal

Este botón y/o interruptor es un dispositivo eléctrico que nos permiterealizar la función de prendido y apagado desde su mando. Su funcionamiento consiste en dejar pasar o no la corriente en el circuito eléctrico. El circuito eléctrico sólo funciona cuando la electricidad está libre para moverse en un bucle continuo. Una vez que se rompe ese bucle, se corta la electricidad, aquí es donde entra el interruptor. Un circuito de encendido y apagado interrumpe la corriente cuando está en la posición de “apagado”. Cuando está en la posición de “prendido”, la corriente o el bucle se completa. Por ello, su función principal es el encendido y apagado del motor (Fig. 2).



Fig. 2 Parte frontal de la fuente, donde se señala la posición del botón deencendido y/o apagado del motor.

1.2. Botón de sentido de giro de motor

El botón de sentido de giro de motor (Fig. 3) nos permite cambiar el giro del motor en los dos sentidos posibles de giro: horario y anti horario. Dicho botón permitirá la activación del cambio de polaridaden sus bornes (contactos) produciendo dicho efecto (Fig. 4).



Fig. 3 Parte frontal de la fuente, donde se señala la posición del botón de sentido de giro del motor.

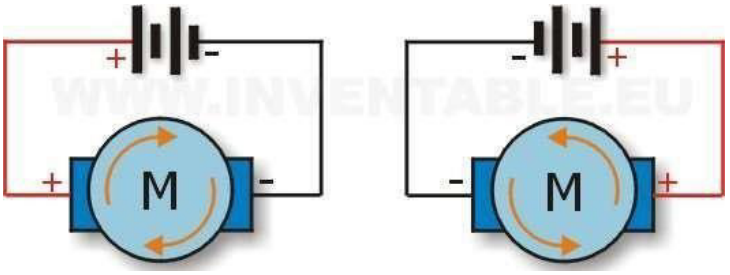


Fig. 4 Sentido horario ó anti-horario del motor según la polaridad de la alimentación

1.3. Perilla reguladora de revoluciones

Esta perilla (Fig. 5) permite regular las revoluciones con la cual girará el porta muestra ajustando el voltaje de salida. Girando la perilla se puede regular la velocidad de giro del porta muestra, Teniendo como un máximo 3000 rpm y como mínimo 500 rpm. Para realizar las pruebas de medida de RPM del motor se usó un Tacómetro Digital calibrado Marca Tondaj-Jindatong DT-6236B, el cual proporcionó valores acorde a los valores mencionados anteriormente.



Fig. 4 Parte frontal de la fuente, donde se señala la posición de la perilla reguladora de revoluciones del portamuestra.

Botón de encendido de bomba de agua

Este botón y/o interruptor es un dispositivo eléctrico que nos permiterealizar la función de prendido y apagado de la bomba de agua desdesu mando. Este controlador electrónico se encenderá cuando ubiquemos el interruptor en la parte superior (encendido) produciendo que se encienda la luz del foco que se encuentra ubicadoen la parte superior de él; de esta manera, mantendrá elflujo de agua constante durante su operación. Sin embargo, cuando ubiquemos el interruptor hacia abajo se cortará la corriente produciendo que se apague la bomba de agua y la luz de aviso de encendido de la bomba de agua.



Fig. 5 Parte frontal de la fuente, donde se señala la posición del botón de encendido de la bomba de agua.

1.4. Conectores para el motor de la bomba de agua

Estos conectores (cables) permiten la conducción de la corriente eléctrica de la fuente al motor de la bomba de agua (Fig. 6). Los cables puente tienen terminales tanto positivos como negativos, siendo el cable negro el negativo (-) y el cable rojo el positivo (+).



Fig. 6 Parte frontal de la fuente, donde se señala la posición de los conectores de la bomba de agua.

1.5. Conectores para el motor principal

Los conectores del motor principal sirven para transferir la electricidad de la fuente al motor principal del sistema (Fig. 7). Los conectores tienen terminales tanto positivos como negativos, siendo el cable negro el negativo (-) y el cable rojo el positivo (+).



Fig. 7 Parte frontal de la fuente, donde se señala la posición de los conectores del motor principal.

1.6. Enchufe conector a corriente de 220 V – 60 Hz

El enchufe es una pieza de material aislante de la que sobresalen varillas metálicas (clavijas), en este caso se usó un enchufe tipo B detres clavijas permitiendo la conexión a tierra; estas clavijas se introducen en el tomacorriente para establecer la conexión eléctricay de esta manera funcione al equipo.



Fig. 8 Parte posterior de fuente, donde se señala la posición donde irá conectado el enchufe a la fuente.

1.7. Transformador eléctrico a 24 V

El transformador eléctrico es una máquina eléctrica estática y reversible que permite aumentar o disminuir la tensión eléctrica, esto quiere decir la diferencia de potencial o voltaje en un circuito eléctrico de corriente alterna, manteniendo la potencia eléctrica. Está compuesto por dos devanados: primario y secundario. Estos comparten un núcleo magnético laminado, y la inducción mutua que tiene lugar entre estos circuitos ayuda a transferir la energía de un punto a otro (Fig. 9). La potencia de entrada a un transformador ideal (sin pérdidas) es la misma que se obtendrá a la salida. Los transformadores se basan en el principio de inducción electromagnética. Al aplicar una fuerza electromotriz en el devanado primario, es decir una tensión, se origina un flujo magnético en el núcleo de hierro. Este flujo viajará desde el devanado primario hasta el secundario. Con su movimiento originará una fuerza electromagnética en el devanado secundario. En este trabajo se hizo uso de un trasformador eléctrico reductor (Fig. 10), el cual tiene la capacidad de disminuir el voltaje de salida en relación al voltaje de entrada. En estos transformadores el número de espiras del devanado primario es mayor al secundario. En este caso el voltaje de entrada fue de 220 V y el de salida 24 V. Dicho voltaje fue probado haciendo uso de un Multímetro digital calibrado Fluke 115.

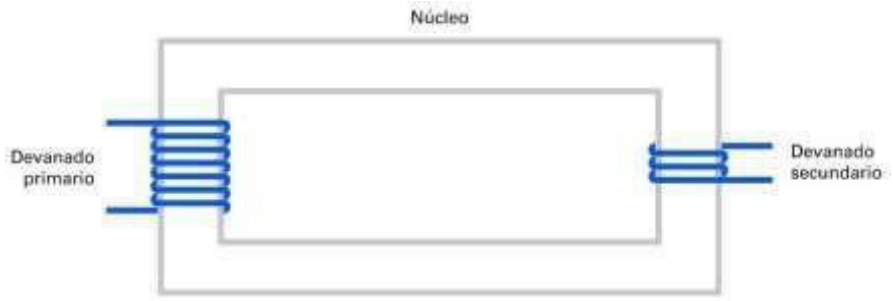


Fig. 9 Modelización de un transformador reductor



Fig. 10 Parte interna de la fuente, donde se señala la ubicación del regulador transformador eléctrico de 24 V.

1.8. Regulador PWM con salida de 24 V

Un PMW (Pulse Width Modulation) en su traducción al español es Modulación de Ancho de Pulso. La Regulación por Ancho de Pulso de un motor de corriente continua (CC) está basada en el hecho de que, si se recorta la CC de alimentación en forma de una onda cuadrada, la energía que recibe el motor disminuirá de manera proporcional a la relación entre la parte alta (habilita corriente) y baja (cero corrientes) del ciclo de la onda cuadrada (Fig. 11). Haciendo uso de una resistencia se ajusta la frecuencia básica, de esta manera se regulará el ancho de pulso. Controlando esta relación se logra variarla velocidad del motor; por lo tanto, este regulador servirá para cambiar la celeridad del motor de corriente continua. Al cambiar el ciclo de trabajo, cambia la rapidez debido al cambio en la tensión media en el encanillado del motor. El motor rodará con su mayor rapidez, con un ciclo de trabajo de 100%. Con un ciclo de trabajo demenor, girará más despacio. Esto produce que se puedan regular las revoluciones en él. En este caso desde 3000 rpm a 500 rpm (Fig. 12).

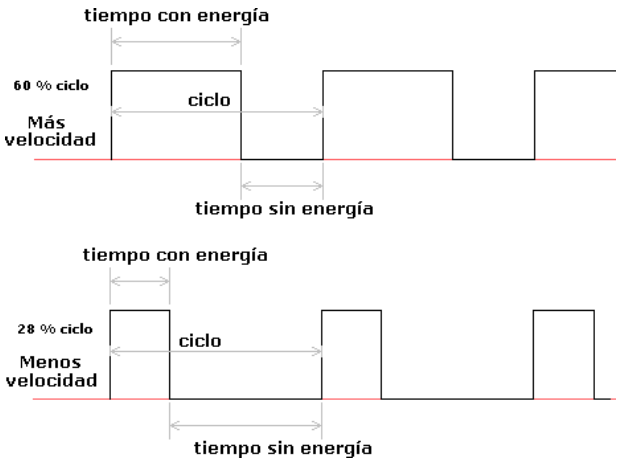


Fig. 11 Esquema representativo del ciclo de la oda cuadrada generada en unregulador PWM.



Fig. 12 Parte interna de la fuente, donde se señala la ubicación del regulador PWM.

2. Sistema Mecánico

2.1. Motor de 12 V

El motor de corriente continuo usado en este trabajo es de 12 V, estevalor de corriente fue corroborado haciendo uso de un Multímetro digital calibrado Fluke 115. Dicho motor, es una máquina que transforma la energía eléctrica en mecánica, provocando un

movimiento rotatorio. Dicho motor se encuentra ubicado sobre la una caja plástica almacenadora de agua, además con la ayuda de un astil tendrá unido el portamuestra circular, produciendo de esta manera su giro.



Fig. 13 Motor de 12 V sobre la caja almacenadora de agua. Dicho motor tiene unido la porta muestra circular con la ayuda de un astil.

2.2. Bomba de agua:

Esta servirá para hacer circular el agua de un lugar a otro, su principiode funcionamiento empieza cuando el agua es aspirada porel tubo deentrada de la Bomba de Agua para luego ser impulsada por un motorque utiliza como cualquier motor, bobinas e imanes para crear un campo magnético y así lograr que el impulsor gire de una manera continua. Entonces, a medida que el rotor gira, se mueve el fluido alimentado así la bomba (Fig. 14). Para ello se hará uso de un motor DC, Modelo MAP32, Modo H-1, DC 8-12 V, las condiciones de operación de dicho motor son 220 – 240 V y 50 – 60Hz. La bomba de agua se encuentra posicionada en la parte posteriorde la caja que almacena el agua, de esta manera hará que circule el agua de esta caja hacia la muest.

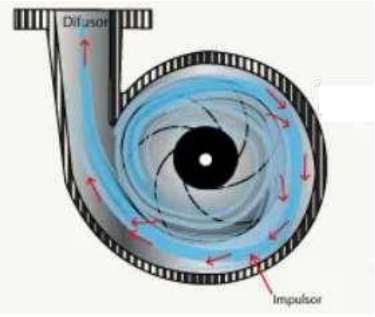


Fig. 14 Principio de funcionamiento de la bomba de agua, donde se puede visualizar la circulación del agua de manera continua.

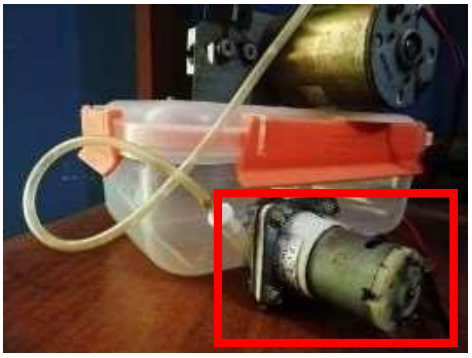


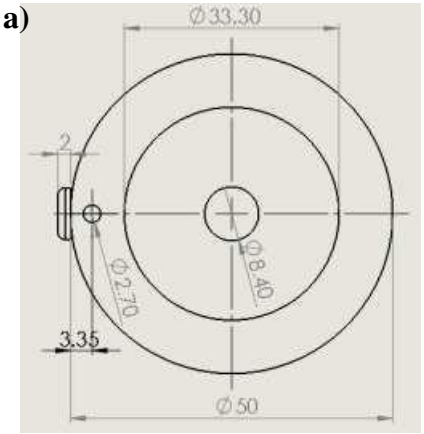
Fig. 15 Bomba de agua ubicada en la parte posterior de la caja almacenadora deagua.

2.3. Polea porta muestras rotatorio de 0 – 300 RPM

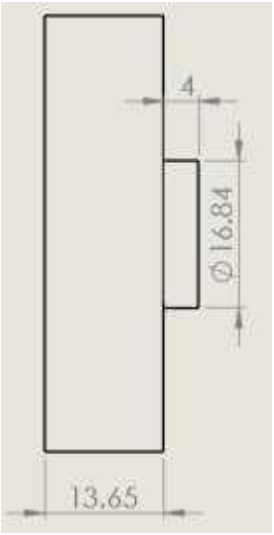
Esta polea de Aluminio tiene un diámetro externo de 50 mm, diámetro interno de 33.3 mm y un espesor de 13.65 mm, en la Fig. 16 se pueden visualizar las dimensiones completas consideradas para su fabricación .

Estas medidas fueron realizadas haciendo uso de un Vernier calibrado Marca Mitutoyo 500-196-20. La porta muestra está ubicado en la parte superior de la caja almacenadora de agua, y se encuentra unida al motor principal (Fig 17). De esta manera, dicha polea puede girar según las condiciones que le programe el usuario, esto quiere decir que puede hacer variaciones en el sentido de giro tanto horario como antihorario. Asimismo, puede variar las revoluciones de giro desde 500 rpm hasta 3000 rpm.

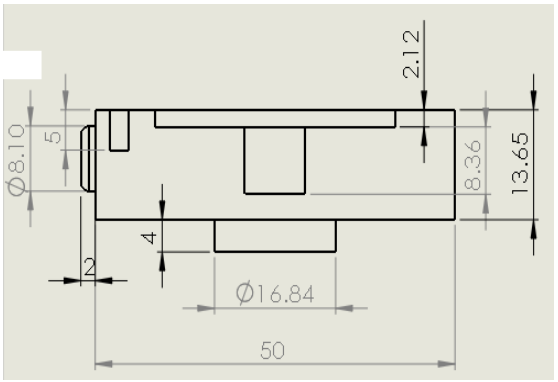
a)



b)



c)



d

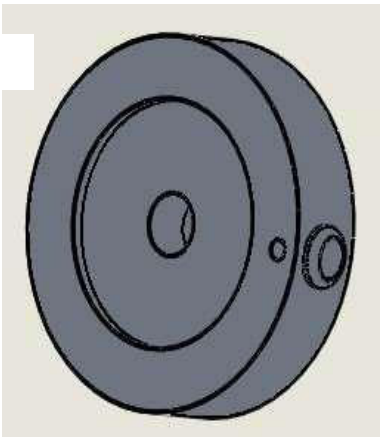


Fig. 16. Diseño y dimensiones de la porta muestra rotatorio a) vista frontal, b) vista derecha, c) vista inferior y d) vista del sólido.

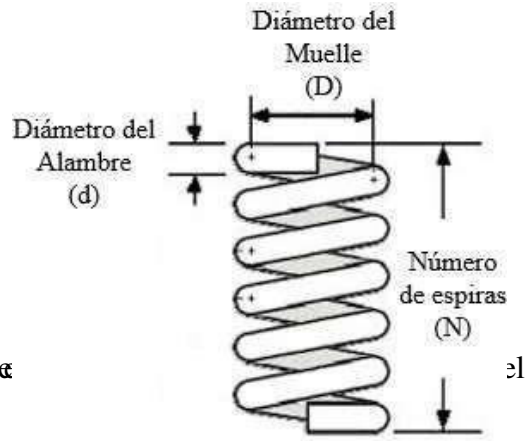


Fig. 17 Vista frontal de la polea porta muestra rotatoria.

2.4. Sistema de ajuste de muestra que trabaja con resorte de 8 N.

El sistema de ajuste de muestra es constituido por un regulador de presión de muestra de polietileno (Fig 18), por un resorte de acero de 8 N (Fig 19) cuya constante de resorte fue determinado haciendo uso de la ec. (1), para el cual se obtuvo un valor de y una muestra dematerial dental (Fig. 20). Las dimensiones presentadas en las Fig.18,Fig. 19, Fig. 20 fueron realizadas haciendo uso de un Vernier calibrado Marca Mitutoyo 500- 196-20. El sistema está ubicado en laparte superior de la caja almacenadora de agua y al lado derecho de la polea portamuestra rotatoria (Fig. 21). La Fig 22 muestra la disposición de estas tres componentes dentro del soporte. El funcionamiento de este sistema de ajuste inicia cuando el tornillo se va ajustando gradualmente, de esta manera produce que el resorte se comprima en el interior obedeciendo la Ley de Hooke.

$$k = \frac{G.d^4}{8.D^3.N} \cdots\cdots\cdots\cdots (1)$$



Donde:

k: Constante del resorte (N/m)

G: Módulo de cizalladura del alambre del re el muelle

d: Diámetro del alambre N: Número de espiras

Cálculo del valor de la constante del resorte:

$k = (74x10^9 N/m).\frac{(0.8\ mm)^4}{8.(5.80\ mm)^3}.$ $k = 2.77$ kN/m (7)

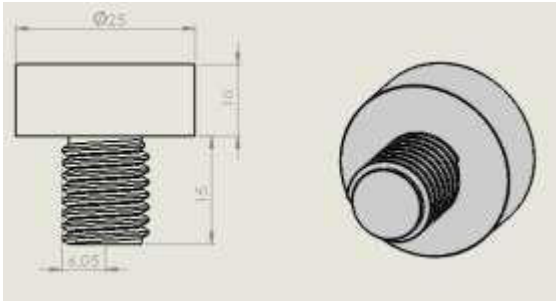


Fig. 18 Diseño y dimensiones del regulador de presión demuestra.

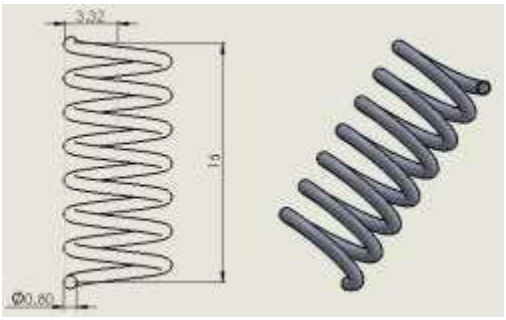


Fig. 19 Diseño y dimensiones del resorte de 8 N.

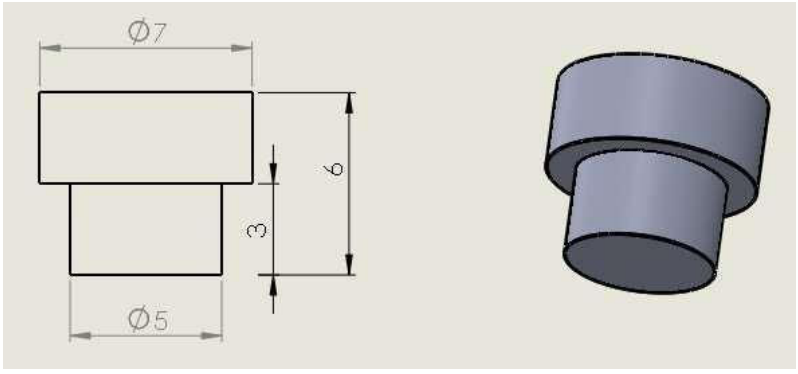


Fig. 20 Diseño y dimensiones de la muestra de materialdental.

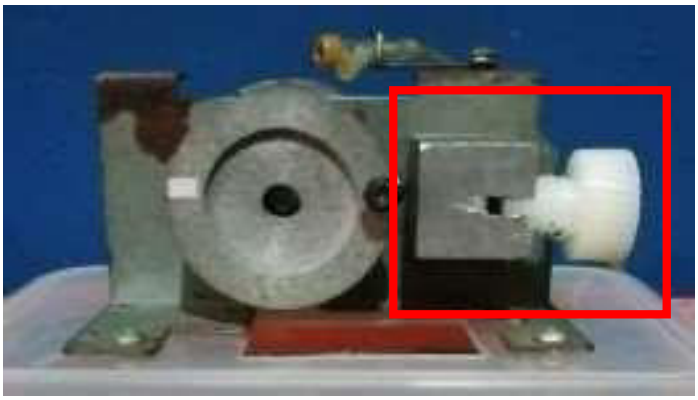


Fig. 21 Vista frontal del sistema de ajuste de muestra haciendo uso de unresortede 8 N, ubicado sobre la caja almacenadora de agua.

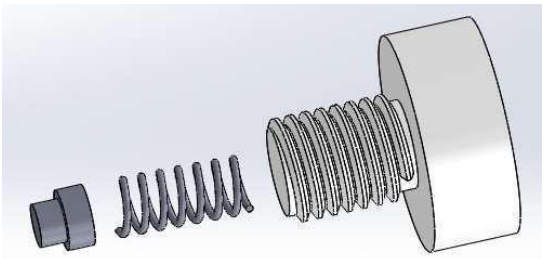


Fig. 22 Representación esquemática de la disposición de los tres componentes para el sistema de ajuste de muestra.

2.5. Caja plástica donde almacena el fluido para que sea bombeado donde contacta la muestra.

La caja plástica almacenadora de agua soporta, al sistema de ajuste de muestra y a la polea rotaria. Las dimensiones de esta caja son 21 cm de largo, 15 cm de ancho y 8.5 cm de alto (Fig. 23), las cuales fueron obtenidas haciendo uso de un Vernier calibrado Marca Mitutoyo 500-196-20. En dicha caja se almacena el agua que está encontacto con la muestra la cual desciende de la parte superior cuandose hace funcionar al equipo. El agua será recirculada gracias a la ayuda de la bomba de agua.



Fig. 23 Vista frontal de la caja almacenadora de agua.

Agradecimiento al Prof. Gilberto Yactayo Yactayo, UNMSM 0A1200 CFP N°0109, quien cooperó con el diseño y confección del equipo.

ANEXO 3

PRUEBA DE NORMALIDAD DE LOS DATOS

H_0: Los datos provienen de una distribución normal H_1: Los datos no provienen de una distribución normal Nivel de significancia: $\alpha = 0.05 = 5\%$; n = 10

Regla de decisión: $p \geq \alpha \rightarrow$ se acepta la hipótesis nula H_0

$p < \alpha \rightarrow$ se rechaza la hipótesis nula H_0

De acuerdo a la conclusión de cada grupo de datos, cumpliendo o no el supuesto de normalidad, se usará la prueba estadística correspondiente.

Peso Resina nanohibrida	Shapiro-Wilk Estadístico	gl	Sig.	Conclusión
peso_hibri_inicial	.924	10	.393	Hay normalidad
peso_hibri_2000 c	.837	10	.041	No hay normalidad
peso_hibri_4000 c	.816	10	.023	No hay normalidad
peso_hibri_8000 c	.824	10	.028	No hay normalidad

Peso Resina nanorelleno	Shapiro-Wilk Estadístico	gl	Sig.	Conclusión
peso_rell_inicial	.887	11	.129	Hay normalidad
peso_rell_2000 c	.902	11	.194	Hay normalidad
peso_rell_4000 c	.877	11	.095	Hay normalidad
peso_rell_8000 c	.509	11	.000	No hay normalidad

Peso Amalgama	Shapiro-Wilk Estadístico	gl	Sig.	Conclusión
peso_ama_inicial	.927	10	.422	Hay normalidad
peso_ama_2000 c	.907	10	.258	Hay normalidad
peso_ama_4000 c	.929	10	.439	Hay normalidad
peso_ama_8000 c	.924	10	.394	Hay normalidad

Peso Esmalte dentario	Shapiro-Wilk Estadístico	gl	Sig.	Conclusión
peso_den_inicial	.920	10	.358	Hay normalidad
peso_den_2000 c	.920	10	.358	Hay normalidad
peso_den_4000 c	.911	10	.290	Hay normalidad
peso_den_8000 c	.936	10	.509	Hay normalidad

Porosidad Resina nanohibrida	Shapiro-Wilk Estadístico	gl	Sig.	Conclusión
poros_hibri_inicial	.946	10	.627	Hay normalidad
poros_hibri_2000 c	.888	10	.162	Hay normalidad
poros_hibri_4000 c	.949	10	.654	Hay normalidad
poros_hibri_8000 c	.930	10	.444	Hay normalidad

Porosidad Resina nanorelleno	Shapiro-Wilk Estadístico	gl	Sig.	Conclusión
poros_rell_inicial	.789	11	.007	No hay normalidad
poros_rell_2000 c	.830	11	.023	No hay normalidad
poros_rell_4000 c	.825	11	.020	No hay normalidad
poros_rell_8000 c	.761	11	.003	No hay normalidad

Surcos Resina nanohíbrida	Shapiro-Wilk Estadístico	gl	Sig.	Conclusión
surcos_hibri_inicial	.605	10	.000	No hay normalidad
surcos_hibri_2000 c	.763	10	.005	No hay normalidad
surcos_hibri_4000 c	.794	10	.012	No hay normalidad
surcos_hibri_8000 c	.776	10	.007	No hay normalidad

Surcos Resina de nanorelleno	Shapiro-Wilk Estadístico	gl	Sig.	Conclusión
surcos_rell_inicial	.868	11	.073	Hay normalidad
surcos_rell_2000c	.916	11	.290	Hay normalidad
surcos_rell_4000c	.746	11	.002	No hay normalidad
surcos_rell_8000c	.846	11	.038	No hay normalidad

Comparación de los cuatro materiales según el decremento porcentual del peso a los 2000 ciclos respecto al valor inicial

material	Shapiro-Wilk Estadístico	gl	Sig.	Conclusión
Nanohíbrida	.610	10	.000	No hay normalidad
Nanorrelleno	.345	10	.000	No hay normalidad
Amalgama de Fase Dispersa	.810	10	.019	No hay normalidad
Esmalte Dentario		10		

Comparación de los cuatro materiales según el decremento porcentual del peso a los 4000 ciclos respecto al valor inicial

material	Shapiro-Wilk Estadístico	gl	Sig.	Conclusión
Nanohíbrida	.729	10	.002	No hay normalidad
Nanorrelleno	.625	11	.000	No hay normalidad
Amalgama de Fase Dispersa	.851	10	.059	Hay normalidad
Esmalte Dentario	.805	10	.017	No hay normalidad

Comparación de los cuatro materiales según el decremento porcentual del peso a los 4000 ciclos respecto al valor inicial

material	Shapiro-Wilk Estadístico	gl	Sig.	Conclusión
Nanohíbrida	.856	10	.068	Hay normalidad
Nanorrelleno	.812	11	.014	No hay normalidad
Amalgama de Fase Dispersa	.914	10	.308	Hay normalidad
Esmalte Dentario	.970	10	.887	Hay normalidad

SURCOS

	Ciclos	material	Shapiro-Wilk			Conclusión
		Estadístico	gl		Sig.	
Surcos_inicial	Nanohíbrida	.605	10		.000	No hay normalidad
	Nanorrelleno	.868	11		.073	Hay normalidad
surcos_2000 c	Nanohíbrida	.763	10		.005	No hay normalidad
	Nanorrelleno	.916	11		.290	Hay normalidad
surcos_4000 c	Nanohíbrida	.794	10		.012	No hay normalidad
	Nanorrelleno	.746	11		.002	No hay normalidad
surcos_8000 c	Nanohíbrida	.776	10		.007	No hay normalidad
	Nanorrelleno	.846	11		.038	No hay normalidad

POROSIDAD

	Ciclos	material	Shapiro-Wilk			Conclusión
		Estadístico	gl		Sig.	
porosidad_inicial	Nanohíbrida	.946	10		.627	Hay normalidad
	Nanorrelleno	.789	11		.007	No hay normalidad
porosidad_2000 c	Nanohíbrida	.888	10		.162	Hay normalidad
	Nanorrelleno	.830	11		.023	No hay normalidad
porosidad_4000 c	Nanohíbrida	.949	10		.654	Hay normalidad
	Nanorrelleno	.825	11		.020	No hay normalidad
porosidad_8000 c	Nanohíbrida	.930	10		.444	Hay normalidad
	Nanorrelleno	.761	11		.003	No hay normalidad