

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CHIHUAHUA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO



**EVALUACIÓN IN VITRO DE LAS PROPIEDADES FISICOQUÍMICAS Y
MECÁNICAS DE COMPOSITES CAD/CAM FABRICADOS MEDIANTE
MÉTODO ADITIVO FRENTE A SUSTRACTIVO**

POR:

C.D. DENNIS ANDREA DURÁN MÉNDEZ

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

OPCIÓN: PROSTODONCIA



Evaluación in vitro de las propiedades fisicoquímicas y mecánicas de composites CAD/CAM fabricados mediante método aditivo frente a sustractivo. Tesis presentada por Dennis Andrea Durán Méndez como requisito para obtener el grado de Maestra en Estomatología opción Prostodoncia, ha sido aprobada y aceptada por:

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

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

MEP. Guillermo Acosta Barriga
Director de tesis

DCM. Karime Itzel Carrera Gutiérrez
Codirectora

MSc. Juan Sebastián Paredes Martínez
Asesor de tesis

MEP. Laura Isabel Duarte Chávez
Asesor de tesis

Octubre 2025

ÍNDICE

ÍNDICE DE FIGURAS	V
ABREVIATURAS	IX
INTRODUCCIÓN	1
1. MARCO TEÓRICO	3
1.1 FABRICACIÓN SUSTRACTIVA	10
1.1.1 Cera	11
1.1.2 Polimetilmetacrilato (PMMA).....	12
1.1.3 Resinas compuestas.....	13
1.1.4 Polímero reforzado de alto rendimiento.....	15
1.1.5 Metales.....	17
1.1.6 Cerámicas	18
1.2 FABRICACIÓN ADITIVA	24
1.2.1 Polímeros	26
1.2.2 Cerámicos	27
1.2.3 Metales.....	29
1.3 CRITERIOS ACTUALES EN MATERIALES RESTAURATIVOS	31
1.4 TÉCNICAS DE CARACTERIZACIÓN	34
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	37
3. JUSTIFICACIÓN	38
4. HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN	39
5. OBJETIVO GENERAL.....	40
6. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	41
7. METODOLOGÍA	42
7.1 TIPO DE ESTUDIO	42
7.2 DISEÑO DE ESTUDIO	42
7.3 LUGAR DE REALIZACIÓN.....	42
7.4 OPERACIÓN DE LAS VARIABLES	42
7.5 MATERIALES	44
7.6 FABRICACIÓN DE LA MUESTRA	46
7.7 POBLACIÓN DE ESTUDIO Y CRITERIO DE SELECCIÓN	49

7.8	PREPARACIÓN DEL ESPÉCIMEN	51
7.9	MÉTODOS	52
7.9.1	<i>Análisis estructural mediante Difracción de rayos X</i>	52
7.9.2	<i>Espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR)</i>	53
7.9.3	<i>Microscopía electrónica de barrido (SEM)</i>	53
7.9.4	<i>Resistencia a la flexión</i>	55
7.9.5	<i>Microdureza Vickers</i>	58
7.9.6	<i>Envejecimiento artificial</i>	59
7.9.7	<i>Prueba de sorción de agua</i>	61
7.10	ANÁLISIS ESTADÍSTICO	62
7.11	ASPECTOS ÉTICOS	63
8.	RESULTADOS	64
8.1	ANÁLISIS ESTRUCTURAL MEDIANTE DIFRACCIÓN DE RAYOS X	64
8.2	ESPECTROSCOPIA INFRARROJA POR TRANSFORMADA DE FOURIER (FTIR)	65
8.3	MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO (SEM)	66
8.3.1	<i>Caracterización morfológica cuantitativa</i>	70
8.4	RESISTENCIA A LA FLEXIÓN	71
8.4.1	<i>Análisis fractográfico post-flexión y composición elemental (SEM/EDS)</i>	75
8.5	MICRODUREZA VICKERS	79
8.6	EFFECTO DE ENVEJECIMIENTO EN SALIVA ARTIFICIAL	81
8.6.1	<i>Resistencia a la flexión posterior a 3 meses de envejecimiento</i>	81
8.6.2	<i>Dureza Vickers posterior a 3 meses de envejecimiento</i>	84
8.6.3	<i>Análisis morfológico mediante SEM posterior a 3 meses de envejecimiento</i>	87
8.6.4	<i>Resistencia a la flexión posterior a 6 meses de envejecimiento</i>	89
8.6.5	<i>Dureza Vickers posterior a 6 meses de envejecimiento</i>	92
8.6.6	<i>Análisis morfológico mediante SEM posterior a 6 meses de envejecimiento</i>	95
8.7	COMPARACIÓN ENTRE CONDICIONES INICIALES Y POST-ENVEJECIMIENTO	98
8.7.1	<i>Resistencia a la flexión</i>	98
8.7.2	<i>Microdureza Vickers</i>	101
8.8	SORCIÓN DE AGUA	104
9.	DISCUSIÓN	106
10.	CONCLUSIONES	111
11.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	112

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Una descripción general de los sistemas CAD/CAM dentales actuales que se utilizan para la fabricación de restauraciones dentales indirectas. (Miyazaki T, et al 2009) (2).....	4
Figura 2. Generación de malla con densidad variable de polígonos para un primer molar mandibular.	7
Figura 3. Proceso de generación de datos tridimensionales que ilustra el flujo desde el escaneo hasta la exportación del archivo digital.	7
Figura 4. Comparación de datos tridimensionales obtenidos a partir de diferentes formatos de archivo de un mismo maxilar escaneado.	8
Figura 5. Disco CAD/CAM de cera de 16 mm disponible en distintos tonalidades.....	12
Figura 6. A) Disco CAD/CAM de PMMA de 16 mm disponible en una variedad de colores.....	13
Figura 7. Discos y bloques de resina compuesta e híbrida de distintas marcas comerciales disponibles en el mercado	15
Figura 8. Disco CAD/CAM de PEEK.	16
Figura 9. Discos CAD/CAM de metal de distintas casas comerciales.	18
Figura 10. Sistema de clasificación para cerámica sin metal y Materiales de restauración similares a la cerámica. Gracis, 2016(34).	20
Figura 11. Bloques CAD/CAM de feldespato de la marca comercial Empress CAD, Ivoclar.	21
Figura 12. Bloques CAD/CAM de disilicato de litio de distintas marcas comerciales y distintos soporte para el sistema de fresado, así como distintos tamaños.	22
Figura 13. Discos y bloques de zirconia utilizados en sistemas CAD/CAM, correspondientes a diversas marcas comerciales y formatos de presentación.	23
Figura 14. Polímeros utilizados en sistemas de fabricación aditiva, pertenecientes a diferentes marcas comerciales y presentaciones.	27
Figura 15. Restauración indirecta de zirconia elaborada mediante fabricación aditiva, como ejemplo adaptado de aplicaciones descritas en la literatura (77).	29
Figura 16. Fabricación aditiva de metales para uso odontológico en cofias y aparatos removibles.	30
Figura 17. Materiales utilizados en el estudio: A) Brilliant Crios® (Coltene/Whaledent, Suiza); B) VarseoSmile Crown plus® (Bego, Alemania).	45
Figura 18. A) Medidas de la muestra según la norma ISO 4049:2019. B) Medidas de la muestra según la norma ISO 6872:2015.	46
Figura 19. Diagrama de flujo del proceso de preparación de los especímenes y su posterior evaluación mediante la prueba.	48

Figura 20. Verificación de dimensiones de las muestras.	49
Figura 21. Preparación de las muestras para la prueba de dureza Vickers. A la izquierda, barra original de 15 mm con las marcas de corte; a la derecha, bloque central seleccionado de 5 mm destinado a la prueba de indentación.	51
Figura 22. Esquema representativo de la distribución de las indentaciones Vickers en cada muestra.	58
Figura 23. Patrones de difracción de rayos X de BC y VSC, mostrando un halo difuso entre 15° y 35° (2 θ), característico de materiales amorfos.	64
Figura 24. Espectros FTIR de Brilliant Crios y VarseoSmile Crown plus, mostrando bandas características de resinas metacrílicas.	65
Figura 25. Micrografías SEM de BC a $\times 1\,000$ (A, B) y $\times 5\,000$ (C, D). Se observa una matriz polimérica con distribución homogénea de partículas de relleno inorgánico. En la parte inferior se muestra el espectro EDS y la composición elemental correspondiente.	68
Figura 26. Micrografías SEM de VSC a $\times 1\,000$ (A, B) y $\times 5\,000$ (C, D). Se observa la matriz polimérica con partículas de relleno inorgánico en menor densidad relativa que en BC. En la parte inferior se muestra el espectro EDS y la composición elemental correspondiente.	69
Figura 27. Ejemplo de caracterización morfológica cuantitativa en VSC mediante ImageJ. Se seleccionaron 100 partículas en una micrografía calibrada para determinar el porcentaje de relleno y el rango de tamaños.	71
Figura 28. Comparación de los valores medios de resistencia a la flexión entre VSC y BC.	72
Figura 29. Histogramas de distribución (A, C) y gráficos QQ-plot (B, D) para los valores de resistencia a la flexión en Brilliant Crios (A–B) y VarseoSmile Crown Plus (C–D). Los resultados muestran alineación con la distribución normal, en concordancia con la prueba de Shapiro–Wilk ($p > 0.05$).	73
Figura 30. Comparación de la resistencia a la flexión entre VSC y BC mediante boxplot. Se observa mayor mediana y rango intercuartílico en BC ($p < 0.001$; prueba t de Student).	74
Figura 31. Micrografías SEM de superficie de fractura en Brilliant Crios (BC1). A) Zona inicial de fractura con superficie relativamente lisa; B) Propagación del esfuerzo y líneas de clivaje en superficie rugosa ($\times 5000$).	75
Figura 32. Micrografías SEM de superficie de fractura en BC2: superficies rugosas con cavidades, microgrietas y desprendimiento de partículas ($\times 5000$).	76
Figura 33. Micrografías SEM de superficie de fractura en VSC: A–B) VSC1 con grietas en la matriz y exposición de partículas; C–D) VSC2 con grietas profundas y pérdida de adhesión matriz–relleno ($\times 5000$).	77
Figura 34. Espectro EDS composicional en la sección transversal de fractura, representativo de BC mostrando la presencia de O, C, Si, Ba y Al.	78

Figura 35. Espectro EDS composicional en la sección transversal de fractura, representativo de VSC evidenciando mayor proporción relativa de fase orgánica con exposición de partículas inorgánicas (100 μm).....	78
Figura 36. Valores de microdureza Vickers por espécimen. Cada punto corresponde al valor individual en un espécimen.....	79
Figura 37. Comparación descriptiva de microdureza Vickers entre BC y VSC. Cada caja representa la dispersión de las medias por espécimen (n = 2 por grupo).	80
Figura 38. Comparación de la resistencia a la flexión media entre BC y VSC después de 3 meses de envejecimiento en saliva artificial.	82
Figura 39. Histogramas y gráficos QQ de la resistencia a la flexión tras el envejecimiento en saliva artificial para BC. El grupo demostró distribución normal (Shapiro–Wilk, $p > 0.05$).....	83
Figura 40. Histogramas y gráficos QQ de la resistencia a la flexión tras el envejecimiento en saliva artificial para VSC. El grupo demostró distribución normal (Shapiro–Wilk, $p > 0.05$).	83
Figura 41. Comparación de la resistencia a la flexión (MPa) posterior al envejecimiento en saliva artificial entre VSC y BC.....	84
Figura 42. Valores de microdureza (HV) por espécimen obtenidos tras 3 meses de envejecimiento en saliva artificial (10 mediciones por muestra, n=2).	85
Figura 43. Comparación descriptiva de microdureza Vickers promedio entre BC y VSC después de 3 meses de envejecimiento en saliva artificial.	86
Figura 44. Comparación de microdureza Vickers (HV) entre BC y VSC después de 3 meses de envejecimiento en saliva artificial. No se aplicaron pruebas de hipótesis.....	86
Figura 45. Micrografías SEM representativas de VSC después de 3 meses de envejecimiento en saliva artificial. Aumentos de $\times 1\,000$, $\times 5\,000$ y $\times 10\,000$ muestran matriz polimérica con distribución heterogénea de relleno inorgánico, baja densidad relativa de refuerzo e irregularidades superficiales asociadas a degradación de la fase orgánica.	87
Figura 46. Micrografías SEM representativas de BC después de 3 meses de envejecimiento en saliva artificial. Aumentos de $\times 1\,000$, $\times 5\,000$ y $\times 10\,000$ evidencian una matriz polimérica reforzada con relleno uniformemente distribuido y compacto, con mayor densidad relativa que en VSC. Se observan rugosidad y microfracturas superficiales, manteniendo una morfología global más homogénea.	88
Figura 47. Comparación gráfica de la resistencia a la flexión media entre BC y VSC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial.	90
Figura 48. Histograma con curva de densidad y gráfico QQ de la resistencia a la flexión en BC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial (Shapiro–Wilk, $p = 0.850$).....	91
Figura 49. Histograma con curva de densidad y gráfico QQ de la resistencia a la flexión en VSC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial (Shapiro–Wilk, $p = 0.754$).....	91

Figura 50. Comparación de la resistencia a la flexión entre BC y VSC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial mediante gráfico tipo boxplot. Se observa una mediana mayor en BC, con diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.001$; t de Student).....	92
Figura 51. Valores individuales de microdureza Vickers (HV) en BC y VSC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial.....	93
Figura 52. Comparación de la microdureza Vickers promedio entre BC y VSC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial. Barras de error = \pm DE.....	94
Figura 53. Comparación de microdureza Vickers entre BC y VSC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial mediante boxplot. Se observa una mediana superior en BC, con diferencia estadísticamente significativa (t de Student, $p < 0.001$).....	95
Figura 54. Micrografías SEM representativas de VSC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial. Se observan deslaminación, microfracturas y exposición de partículas de relleno con pérdida parcial de adhesión a la matriz.	96
Figura 55. Micrografías SEM representativas de BC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial. Se observa una distribución homogénea de los refuerzos inorgánicos, con microfracturas localizadas pero conservando mayor integridad estructural que VSC.....	97
Figura 56. Evolución temporal de la resistencia a la flexión (media \pm IC95%) para VSC y BC en condición inicial, a 3 y 6 meses de envejecimiento en saliva artificial.	99
Figura 57. Boxplots comparativos de la resistencia a la flexión de VSC y BC en condición inicial y tras 3 y 6 meses de envejecimiento en saliva artificial.	100
Figura 58. Variación porcentual de la resistencia a la flexión respecto a la condición inicial para VSC y BC tras 3 y 6 meses de envejecimiento.	101
Figura 59. Evolución temporal de la microdureza Vickers (media \pm IC95%) en VSC y BC en condición inicial, a 3 y 6 meses de envejecimiento en saliva artificial.	103
Figura 60. Boxplots comparativos de microdureza Vickers (HV) en VSC y BC en condición inicial y tras 3 y 6 meses de envejecimiento.	103
Figura 61. Variación porcentual de la microdureza Vickers respecto a la condición inicial para VSC y BC tras 3 y 6 meses de envejecimiento.	104
Figura 62. Comportamiento de la sorción de agua (mg/mm^3) en función del tiempo de almacenamiento para BC y VSC. Se observa un incremento progresivo en ambos casos, con valores consistentemente superiores en VSC.....	105

ABREVIATURAS

ASTM – American Society for Testing and Materials

BC – Brilliant Crios

CAD/CAM – Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing (Diseño y Manufactura Asistidos por Computadora)

DLP – Digital Light Processing (Procesamiento Digital de Luz)

EDS – Energy Dispersive Spectroscopy (Espectroscopía de Dispersión de Energía)

FA – Fabricación aditiva

FS – Fabricación sustractiva

FTIR – Fourier Transform Infrared Spectroscopy (Espectroscopía Infrarroja por Transformada de Fourier)

GPa – Gigapascuales

HV – Vickers Hardness (Dureza Vickers)

IC95 % – Intervalo de confianza al 95 %

ISO – International Organization for Standardization (Organización Internacional de Normalización)

MPa – Megapascuales

OBJ – Object file format (formato de archivo de objeto 3D)

PEEK – Polyetheretherketone

PLY – Polygon file format (formato de archivo poligonal 3D)

QQ-plot – Quantile–Quantile plot (gráfico de cuantiles)

RF – Resistencia a la flexión

SEM – Scanning Electron Microscopy (Microscopía Electrónica de Barrido)

STL – Stereolithography file format (formato de archivo estereolitográfico)

VSC – VarseoSmile Crown Plus

Wsp – Water sorption (Sorción de agua)

XRD – X-ray Diffraction (Difracción de rayos X)

INTRODUCCIÓN

Uno de los objetivos principales de la odontología restauradora consiste en el diseño y la fabricación de materiales con características estructurales, estéticas y biológicas mejoradas, capaces de mantener la integridad del tejido y reemplazar el tejido dental dañado, que imita, en la medida de lo posible, la apariencia y el desempeño de los tejidos naturales. La complejidad estructural y funcional del tejido dental, implicada en procesos esenciales como la alimentación, el habla, la deglución y la respiración, exige que los materiales de restauración cumplan con múltiples demandas, entre ellas resistencia mecánica adecuada, estabilidad a largo plazo, propiedades ópticas estéticas y biocompatibilidad.

En los últimos años, la necesidad de desarrollar materiales con propiedades específicas para responder a exigencias clínicas concretas ha impulsado la creación de nuevas alternativas en odontología digital. La introducción de tecnologías CAD/CAM ha transformado la fabricación de restauraciones indirectas, al ofrecer procedimientos más eficientes, predecibles y con tiempos reducidos. Entre estas tecnologías, la fabricación sustractiva mediante fresado ha sido la técnica predominante, utilizando bloques sólidos de cerámicas, resinas compuestas e híbridos, los cuales han sido ampliamente estudiados y perfeccionados para su uso clínico.

Recientemente, la fabricación aditiva mediante impresión tridimensional (3D) ha surgido como una alternativa innovadora y prometedora. En un inicio, su aplicación se restringía a procedimientos limitados, como guías quirúrgicas, férulas y prótesis temporales. La investigación en este campo ha impulsado mejoras significativas en la composición de las resinas, dando lugar a materiales de nueva generación que han alcanzado propiedades mecánicas y estéticas comparables a las obtenidas mediante fresado, lo que ha ampliado de manera notable las posibilidades clínicas de la impresión 3D en odontología.

Sin embargo, la composición de los materiales imprimibles representa un desafío, puesto que, la viscosidad requerida para el proceso de impresión suele implicar un menor contenido de relleno inorgánico en comparación con los materiales fresables. Esta diferencia puede impactar directamente en propiedades críticas como la resistencia, la rigidez y la durabilidad clínica.

En este contexto, surge la necesidad de estudios comparativos que evalúen objetivamente el desempeño de estos nuevos materiales frente a aquellos ya consolidados en la práctica clínica. Por ello, la presente investigación tiene como objetivo analizar y comparar las propiedades fisicoquímicas y mecánicas de dos composites CAD/CAM: uno elaborado mediante tecnología aditiva de nueva generación y otro mediante tecnología sustractiva ampliamente validado, con el fin de aportar evidencia que oriente la elección clínica en la rehabilitación dental.

Además, en la literatura científica actual se observa que la mayoría de los estudios sobre materiales CAD/CAM son parciales y se enfocan en pruebas aisladas o en periodos de evaluación limitados. Estas lagunas de información dificultan obtener una visión integral del comportamiento clínico de los materiales. En este sentido, el presente trabajo busca aportar un análisis sistemático y completo que combine caracterizaciones estructurales, químicas, morfológicas y mecánicas, complementadas con evaluaciones en distintos tiempos de envejecimiento. Con ello, se pretende ofrecer evidencia sólida que contribuya a orientar la selección clínica y a fortalecer el conocimiento en un campo donde aún existen vacíos relevantes.

1. MARCO TEÓRICO

Durante las últimas décadas, el sistema de diseño asistido por ordenador y fabricación asistida por ordenador (CAD/CAM) ha ganado popularidad y confianza en la práctica odontológica. Este enfoque ha permitido tratamientos más rápidos, predecibles y de mayor calidad. Las restauraciones obtenidas mediante CAD/CAM presentan, en comparación con las convencionales, una mejor adaptación marginal, mayor durabilidad y estética superior(1).

La introducción del CAD/CAM en odontología se remonta a 1971, cuando el Dr. François Duret fabricó coronas con anatomía funcional oclusal utilizando una secuencia que incluía la impresión óptica del pilar, el diseño digital y el fresado con una máquina de control numérico. Su contribución, plasmada en el sistema SOPHA, marcó un hito en la evolución de la odontología digital (2).

Posteriormente, en 1989, el Dr. Werner Mörmann desarrolló el sistema CEREC, cuyo objetivo fue implementar esta tecnología directamente en la consulta dental, junto al sillón del paciente. El flujo incluía la toma de medidas con una cámara intraoral, el diseño digital y el tallado de la restauración a partir de un bloque cerámico en una unidad compacta. Este sistema permitió por primera vez realizar restauraciones cerámicas en una sola sesión, consolidando el término CAD/CAM en la odontología clínica (3).

En 1993, el Dr. Matts Andersson introdujo el sistema Procera, inicialmente basado en aleaciones de níquel-cromo como alternativa a las costosas restauraciones de oro. Sin embargo, las alergias metálicas llevaron a su perfeccionamiento hacia estructuras completamente cerámicas mediante CAD/CAM, marcando el inicio de una tendencia que se mantiene hasta la actualidad (2,4). Este avance consolidó la transición hacia materiales más biocompatibles y estéticos, adoptados por múltiples compañías a nivel mundial.

El flujo de trabajo actual mediante CAD/CAM conserva la esencia de estos sistemas pioneros (5). El término CAD corresponde a las siglas *computer-aided design*, hace referencia al diseño asistido por ordenador, en el cual se generan modelos tridimensionales; mientras que CAM, *computer-aided manufacturing*, corresponde a la fabricación asistida por ordenador, es decir, la materialización física del diseño digital (5,6).

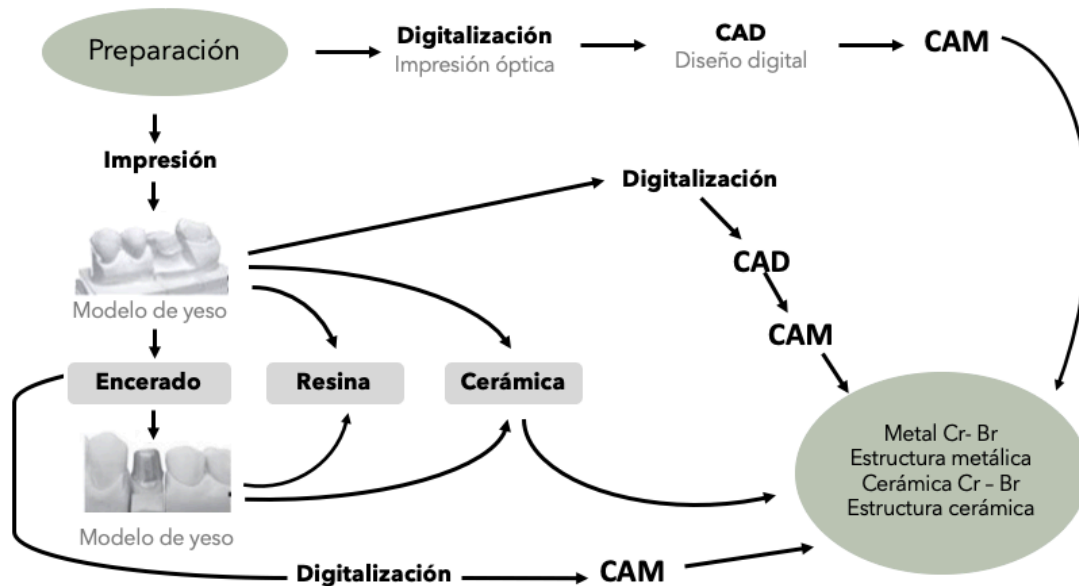


Figura 1. Una descripción general de los sistemas CAD/CAM dentales actuales que se utilizan para la fabricación de restauraciones dentales indirectas. (Miyazaki T, et al 2009) (2).

En la práctica clínica, los sistemas CAD/CAM constan de tres componentes principales: un escáner intraoral o extraoral, un software de diseño y una unidad de fabricación, generalmente una fresadora (5,7). El flujo digital inicia con la digitalización de los dientes pilares directamente de la cavidad bucal o a partir de un modelo de yeso mediante un escáner. Posteriormente, la restauración se diseña en un software CAD a partir de datos de bibliotecas virtuales. Finalmente, la restauración se procesa en una máquina de fabricación asistida por computadora, usualmente una fresadora (Figura 1) (2).

El uso de CAD/CAM en restauraciones dentales presenta numerosas ventajas frente a las técnicas tradicionales, como mayor velocidad, precisión y comodidad clínica (5). Las principales ventajas y desventajas se resumen en la Tabla 1.

Tabla 1. Ventajas y desventajas de la tecnología CAD CAM en odontología frente a los métodos convencionales.

VENTAJAS Y DESVENTAJAS DEL CAD/CAM	
<i>Mormann WH et al. 1989</i>	Los escaneos digitales tienen el potencial de ser más rápidos y fáciles que las impresiones convencionales porque se eliminan los procedimientos de modelos, encerados, revestimiento y vaciado. Permiten restauraciones en una sola cita, sin necesidad de programar una segunda cita o restauraciones provisionales, cuya fabricación y ajuste requieren tiempo (3).
<i>Sirona: The dental company. 2010</i>	Las impresiones de media arcada con la versión más reciente toman 40 segundos y las impresiones de toda la arcada tardan 2 minutos. CAD/CAM agiliza el diseño y la fabricación; se fresa una corona de contorno completo en sólo 6 minutos(8).
<i>Henkel GL, 2007</i>	La calidad de las restauraciones CAD/CAM es extremadamente alta porque las medidas y la fabricación son muy precisas(9).
<i>Christensen GJ, 2005</i>	Las impresiones tradicionales presentan problemas tales como la formación de burbujas o desgarros en el material de impresión, así como la presencia de hilos u otros residuos incrustados en dicho material, además de dificultades para reproducir dientes faltantes con precisión(10).
<i>Birnbaum N et al. 2019</i>	Eliminación de pasos, ahorro de materiales, elimina el reflejo vagal y el riesgo a reacciones alérgicas. Además, reduce el riesgo de contaminación. Sin embargo, tienen un alto costo inicial de equipo y software; capacitación continua necesaria; falta de protocolos estandarizados y altos costos de mantenimiento (11).
<i>Davidowitz et al. 2011</i>	Las restauraciones CAD/CAM tienen una estética considerable, los bloques tienen una calidad alta translúcida y están disponibles en una amplia gama de tonos. Pero su uso Requiere control de tejidos blandos, humedad y hemostasia, al igual que las impresiones convencionales (5).
<i>Gabor A et al. 2017</i>	La optimización en tiempo y mano de obra tiene el potencial de disminuir los costos. La posibilidad de restauraciones más rápidas resulta atractiva para pacientes y profesionales. Además, el software detecta deficiencias en la adaptación, almacena la información digital y mantiene la precisión a largo plazo (12).
<i>Papaspyridakos P et al. 2020</i>	Los escaneos digitales para arcadas completamente edéntulas siguen siendo un desafío debido a la gran superficie para escanear y la falta de puntos de referencia anatómicos(13)

<i>Bohner et al. 2017</i>	La precisión en el ajuste interno y marginal de las restauraciones realizadas mediante tecnología CAD CAM presentan mayor precisión que los métodos tradicionales(14).
<i>Dimitrova M et al. 2023</i>	Una ventaja inherente de las técnicas de fabricación digital es su capacidad para visualizar y modificar conceptos tridimensionales en pantalla, lo que permite la creación de una gama prácticamente ilimitada de formas y niveles de complejidad(15).

Una impresión digital se define, según el Glosario de Términos Protésicos, como el proceso de capturar en formato numérico computarizado imágenes renderizadas de un objeto geométrico, las cuales pueden visualizarse en un monitor tridimensional o en un holograma (16). Este procedimiento consiste en obtener la imagen óptica mediante un escáner intraoral, directamente de la anatomía del paciente, o bien mediante un escáner extraoral a partir de un modelo definitivo (17).

Un escáner, por su parte, es un dispositivo diseñado para la adquisición tridimensional de las superficies de un objeto por contacto mecánico, láser, imagen fotográfica o video(17), Entre los métodos más empleados se encuentra el escaneo de luz estructurada, en el cual se proyecta una malla sobre la superficie del diente y cámaras de alta resolución registran la distorsión generada. Estos datos son procesados por un microprocesador y transformados en un modelo digital preciso, que puede visualizarse directamente en el software de adquisición (6).

Las imágenes obtenidas por los sensores son procesadas por el software de escaneo, el cual genera nubes de puntos. Estas nubes se triangulan en el mismo programa para conformar una malla tridimensional (7). La resolución de dicha malla depende de los parámetros configurados en el software: la superficie de un solo diente puede estar formada por unos 5.000 triángulos en baja resolución, o superar los 100.000 en alta resolución (18)(Figura 2). Posteriormente, estas mallas pueden exportarse en distintos formatos estándar —como PLY, STL u OBJ— para su procesamiento en otros programas de diseño o fabricación (18) (Figura 3).

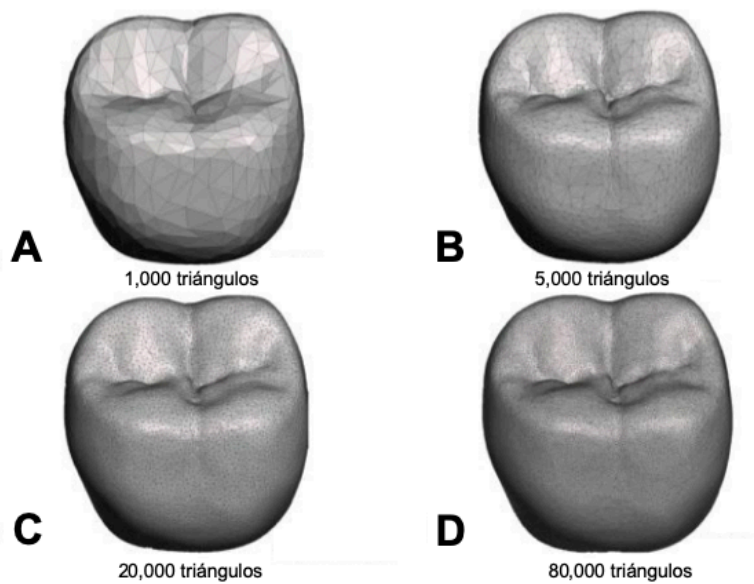


Figura 2. Generación de malla con densidad variable de polígonos para un primer molar mandibular.

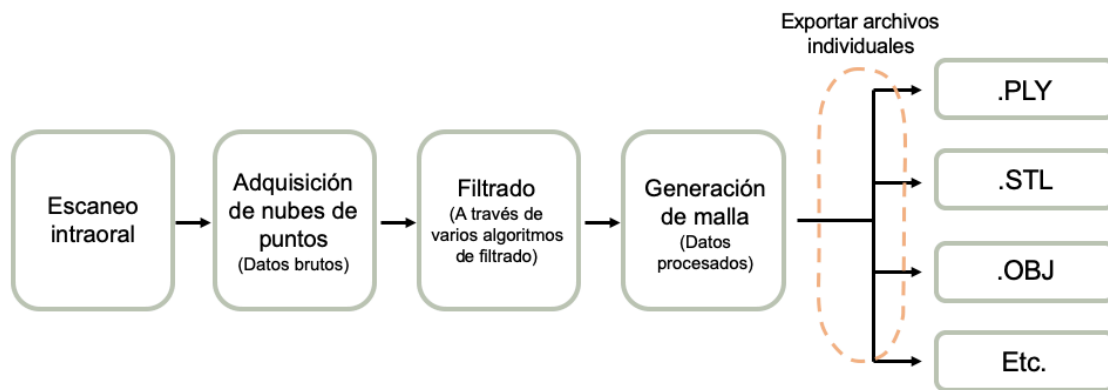


Figura 3. Proceso de generación de datos tridimensionales que ilustra el flujo desde el escaneo hasta la exportación del archivo digital.

El formato de archivo de estereolitografía (STL) es el más utilizado en odontología digital. Define la geometría de un objeto tridimensional en forma de malla de triángulos, pero no incluye información sobre color, texturas o propiedades físicas. Un mayor número de triángulos puede incrementar la resolución de la malla, aunque a partir de cierto nivel esta densidad no mejora la precisión de la restauración, sino únicamente el tamaño del archivo (19) (Figura 3).

El formato OBJ (Wavefront Object) constituye otra alternativa que, además de la geometría superficial, puede almacenar información de color y normales de superficie (vectores perpendiculares a cada cara), lo cual resulta útil en casos clínicos con anatomías complejas o restauraciones detalladas. Su tamaño es similar al de un STL, pero aporta datos adicionales relevantes (18).

El formato de archivo Polígono (.ply) representa otra alternativa para almacenar datos 3D generados, éste también incluye información de color en RGB y datos de superficie en 3D, pero con un peso de archivo más ligero que el OBJ. Se utiliza comúnmente para exportar archivos individuales desde el escáner 3D, cuando se requiere representar tanto la superficie como la coloración del objeto (20).

La evidencia actual indica que no existen diferencias significativas en la precisión tridimensional entre los formatos STL, OBJ y PLY. Las variaciones se centran principalmente en la información adicional que almacenan (como color o normales de superficie), mientras que la densidad y exactitud de la malla se mantienen constantes independientemente del formato (18). En la Figura 4 se ilustra una comparación de la exportación de un mismo objeto en estos tres formatos.

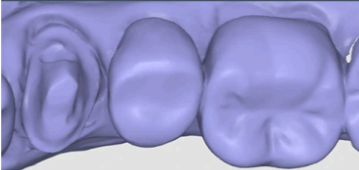


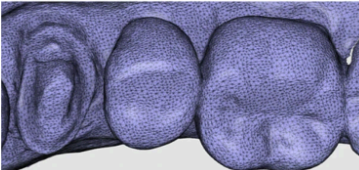
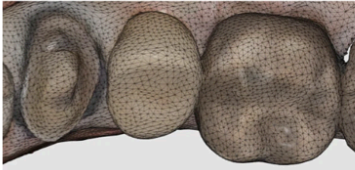
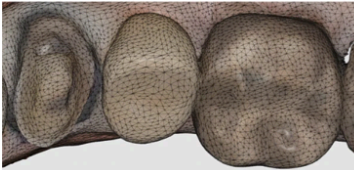
Formato .STL		Formato .PLY		Formato .OBJ	
					
					
Numero de triángulos	285,805	285,805	285,805	285,805	285,805
Tamaño de archivos	13,956 kb	5,742 kb	14,548 kb	14,548 kb	14,548 kb
Información de color	No	Si, RGB	Si, RGB	Si, RGB	Si, RGB

Figura 4. Comparación de datos tridimensionales obtenidos a partir de diferentes formatos de archivo de un mismo maxilar escaneado.

La adaptación interna y marginal de una prótesis elaborada mediante CAD/CAM depende directamente de la calidad de la imagen tridimensional obtenida. En este proceso, además de un modelo virtual preciso del diente preparado, influye la segunda fase del sistema CAD, correspondiente al software, que se encarga de diseñar la restauración virtual y de configurar los parámetros de fabricación (7).

Un software dental debe exhibir dos atributos fundamentales; la planificación guiada por el rostro y la integración interdisciplinaria. Esto permite realizar el diagnóstico inicial, diseñar la sonrisa ideal y simular distintas alternativas, apoyándose en el análisis facial y en la configuración de características estéticas. Asimismo, facilita la integración de diversas especialidades en un mismo entorno digital, lo que optimiza la planificación de tratamientos y mejora la aceptación del paciente al visualizar el resultado final (21).

Los softwares dentales van desde versiones gratuitas, útiles en procedimientos simples, pero con funciones limitadas, hasta programas de pago que integran herramientas avanzadas como fotografías, tomografías y modelos de referencia, permitiendo diseños más precisos (21,22).

Una de las principales ventajas del software radica en su capacidad de sincronización con los sistemas de fabricación. Tradicionalmente, el término CAM se asociaba de manera exclusiva a las fresadoras computarizadas que utilizaban bloques sólidos del material restaurador seleccionado. Sin embargo, en los últimos años su definición se ha ampliado para incluir cualquier método de producción digital que emplee materiales biocompatibles. Actualmente, se distinguen dos modalidades de fabricación asistida por computadora: la sustractiva, mediante fresadoras, y la aditiva, mediante impresoras 3D. Esta evolución del concepto CAM ha ampliado significativamente las posibilidades de la odontología digital y marca la base de los apartados siguientes de este trabajo (23).

1.1 Fabricación sustractiva

La fabricación sustractiva (FS) se considera el estándar de oro, y actualmente es la técnica más utilizada en odontología restauradora (24). El CAM sustractivo consiste en el fresado controlado numéricamente por computadora de una forma deseada a partir de un material presinterizado o sinterizado, mediante fresadoras que pueden trabajar en condiciones húmedas o secas. Estas máquinas se desplazan siguiendo trayectorias definidas, conocidas como sistemas de fresado de 3, 4 o 5 ejes (23,24). En términos sencillos, la fresadora elimina el material sobrante hasta obtener la geometría final, de ahí el término “sustractivo”.

Esta técnica ha demostrado reducir el tiempo de producción y permite fabricar restauraciones complejas que serían difíciles de elaborar con métodos tradicionales. Con el tiempo, los sistemas CAM han evolucionado de manera considerable, alcanzando un alto grado de sofisticación y precisión. Hoy en día existe una amplia variedad de esquemas de fresado y materiales disponibles para restauraciones dentales (22,24,25).

En cuanto a las fresadoras, el modelo más simple es el de 3 ejes, donde la fresa se desplaza en los planos X, Y y Z de manera simultánea. Son adecuadas para restauraciones simples; sin embargo, en diseños con curvaturas complejas pueden generar ranuras o interferencias, limitando la precisión final (25).

Las fresadoras de 4 ejes añaden un movimiento adicional mediante el desplazamiento de la mesa de trabajo, lo que permite lograr curvaturas más pronunciadas y detalles más definidos (26). Finalmente, las fresadoras de 5 ejes ofrecen la mayor versatilidad, ya que controlan simultáneamente los movimientos en X, Y, Z, además de los giros en los ejes A y B. Esta capacidad de ajustar continuamente la orientación de la fresa durante el corte otorga una precisión superior, especialmente necesaria en casos complejos como la confección de pilares e implantes (27).

El fresado se basa en un archivo digital, usualmente en formato STL, generado por el software de diseño (19). Los materiales empleados en fabricación sustractiva incluyen cera, polimetilmetacrilato (PMMA), resinas compuestas, polímeros de alto rendimiento, metales y cerámicas. Dentro de estas últimas se encuentran las vitrocerámicas, las cerámicas reforzadas con partículas (comúnmente llamadas cerámicas a base de resina), las cerámicas infiltradas con polímero o híbridas, y las cerámicas policristalinas (23).

1.1.1 Cera

La cera fresable, compuesta principalmente por polímeros de acrilato, se utiliza en odontología como material para patrones en distintos procedimientos restaurativos. El diseño y fresado digital de estos patrones ofrece una alternativa más eficiente en tiempo y costos frente al método tradicional de encerado, que requiere habilidades específicas y mayor inversión de trabajo. Además, los patrones de cera obtenidos pueden emplearse en los procesos convencionales de fundición metálica o prensado cerámico (23).

Actualmente, diversos fabricantes ofrecen bloques o discos de cera fresables, como los VITA CAD-Waxx Blocks de VITA North America (Figura 5). La precisión del ajuste marginal de restauraciones confeccionadas con patrones de cera ha sido comparada entre métodos tradicionales, fresado digital y técnicas aditivas, mostrando resultados variables según la técnica utilizada (28).



Figura 5. Disco CAD/CAM de cera de 16 mm disponible en distintos tonalidades

1.1.2 Polimetilmetacrilato (PMMA)

El PMMA es un polímero sintético derivado de la polimerización del metacrilato de metilo (23), conformado como un termoplástico homogéneo prepolimerizado bajo condiciones estrictamente controladas (23,29). Este material fresable se utiliza en la confección de prótesis individuales o múltiples, así como en prótesis completas, férulas y otros dispositivos, aunque restringidos a indicaciones de corto y mediano plazo (30).

Los bloques y discos de PMMA se producen mediante procesos de alta temperatura y presión, lo que les confiere mejores propiedades mecánicas y biocompatibilidad en comparación con el PMMA convencional, caracterizado por contracción de polimerización, decoloración y altos contenidos de monómero residual (Figura 6). El creciente interés en este material ha favorecido el desarrollo de bloques con mejoras ópticas, físicas y con excelentes características de pulido (29).

No obstante, el PMMA presenta desventajas frente a materiales cerámicos, en especial en términos de resistencia mecánica, comportamiento a la fatiga, propiedades térmicas y biológicas. Sus principales limitaciones para un uso a largo plazo son su menor resistencia y su susceptibilidad a la colonización bacteriana (31,32). Con el fin de mejorar sus propiedades, se han incorporado cargas

inorgánicas como nanopartículas de sílice mesoporosas, óxidos de grafeno, dióxido de titanio y nanotubos de carbono, lo que ha demostrado mejorar tanto el desempeño mecánico como el biológico (30).

En la práctica contemporánea, el uso de PMMA fresado ha evolucionado hacia materiales con mayor caracterización y semejanza al diente natural (31). Asimismo, los protocolos de cementación actuales se basan principalmente en mecanismos de retención micromecánica, ya que este material presenta menor interacción química con el sustrato dentario en comparación con otros sistemas restaurativos (29).

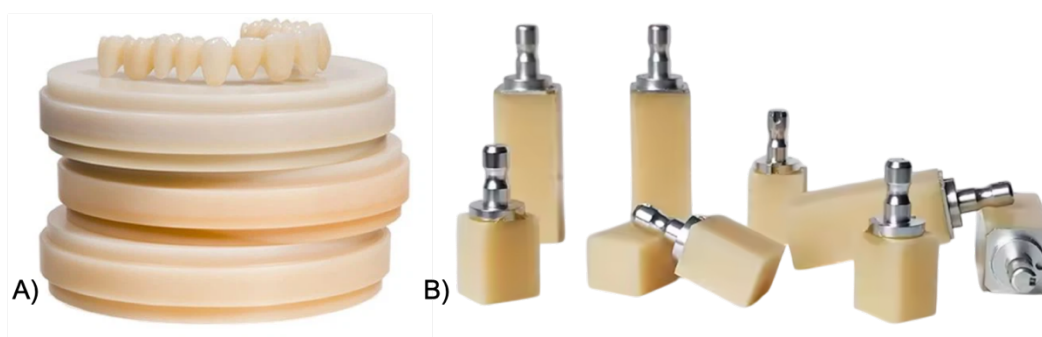


Figura 6. A) Disco CAD/CAM de PMMA de 16 mm disponible en una variedad de colores.

B) Bloques CAD/CAM de PMMA en tamaños C14 y B40, en diferentes tonalidades.

1.1.3 Resinas compuestas

En 2023, Asakura definió las resinas compuestas CAD/CAM como materiales poliméricos altamente reticulados, reforzados mediante la dispersión de partículas de carga, tales como sílice amorfa, vidrio, resina cristalina u orgánica, y/o fibras cortas, unidas a la matriz por medio de un agente de acoplamiento. Estos materiales se elaboran bajo condiciones estandarizadas de presión y temperatura para su posterior procesamiento con tecnología CAD/CAM (Figura 7) (33).

El desarrollo de resinas con matriz polimérica tiene como objetivo principal obtener un material cuyo módulo de elasticidad se asemeje al de la dentina, en

contraste con las cerámicas tradicionales, además de permitir su reparación o modificación con resina compuesta (34). De esta forma, los composites híbridos combinan flexibilidad adecuada, distribución óptima de las fuerzas de masticación y elevada resistencia a la carga (33).

En la actualidad, existen dos tipos de resinas fresables: la resina nanocerámica y la vitrocerámica en una matriz interpenetrante de resina (34). La resina nanocerámica corresponde a cerámicas a base de resina que incluyen una matriz polimérica con al menos un 80 % de partículas de relleno cerámico nanométricas. Sus propiedades mecánicas presentan una resistencia a la flexión de 103 MPa y un módulo de Young relativamente bajo (40 GPa) (33,34). Por otro lado, la vitrocerámica es una cerámica híbrida compuesta de una red cerámica infiltrada con un polímero mediante tecnología de red cerámica infiltrada con polímero. Presenta una resistencia a la flexión de hasta 230 MPa y un módulo de Young de 50 GPa (33,34).

A diferencia de las resinas compuestas directas, aplicadas y polimerizadas intraoralmente, las indirectas provienen de bloques o discos CAD/CAM, prepolimerizados, diseñados y procesados fuera de la cavidad oral. Esto permite superar limitaciones de las resinas directas, como la contracción de polimerización y la presencia de monómeros residuales, además de mejorar sus propiedades mecánicas (23). Asimismo, requieren un mínimo posprocesamiento y permiten caracterización estética mediante la adición de tintes fotopolimerizables (23,35).

El uso clínico de resinas CAD/CAM está ampliamente difundido y ha demostrado resultados confiables y estéticos tanto en dientes anteriores como posteriores. Se emplean en restauraciones unitarias y múltiples, parciales o completas, y también en rehabilitaciones sobre implantes, incluso en zonas de alta demanda estética (35).

No obstante, pese a sus propiedades prometedoras, la evidencia sobre su desempeño a largo plazo aún es limitada, lo que resalta la necesidad de más

ensayos clínicos. En consecuencia, su uso en la práctica clínica debe realizarse con cautela (23).



Figura 7. Discos y bloques de resina compuesta e híbrida de distintas marcas comerciales disponibles en el mercado

1.1.4 Polímero reforzado de alto rendimiento

Los polímeros de alto rendimiento han emergido como una alternativa atractiva en odontología debido a sus propiedades mecánicas, físicas y biocompatibles (23). Entre los más utilizados destacan la polietere tercetona (PEEK), la poliarileter tercetona termoplástica (PEKK, comercializada como Pekkton) y los bloques de composite reforzados con fibra. Estos materiales se emplean en la fabricación de estructuras mediante fresado para prótesis parciales removibles y restauraciones fijas, como coronas, puentes de tres unidades, pilares de implantes personalizados y estructuras soportadas por implantes (23). Una de sus ventajas es la facilidad de postprocesamiento, lo que los hace mecánicamente estables y más amigables con las fresadoras en comparación con los metales (36).

La polietere tercetona (PEEK) es un polímero termoplástico sintético de la familia de las poliarileter tercetonas (PAEK), cuyo color es similar al de los dientes (Figura 8) (36). Gracias a su combinación de propiedades físicas, mecánicas y

biológicas, se ha convertido en un material ampliamente utilizado en el ámbito biomédico, especialmente en ortopedia y odontología (37). En este último campo, PEEK se ha consolidado como alternativa para pacientes con alergia a metales, y se utiliza en prótesis fijas y removibles libres de metal, así como en diversos componentes implantológicos: estructuras, pilares personalizados, pilares provisionales y de cicatrización. Además, se ha propuesto como un material prometedora para prótesis dentales fijas, mostrando estabilidad y fiabilidad en diferentes aplicaciones clínicas (36,37).



Figura 8. Disco CAD/CAM de PEEK.

Una de las principales ventajas de los polímeros de alto rendimiento, particularmente los termoplásticos, es su resistencia al calor, lo que permite la desinfección de las prótesis en autoclave (38). Esta característica cumple con los protocolos de limpieza preventiva y contribuye a la higiene y seguridad en la práctica clínica. Desde el punto de vista funcional, las prótesis elaboradas a base de PAEK han mostrado resultados positivos en cuanto a apariencia, ajuste y retención, además de ofrecer un peso reducido sin comprometer su capacidad de amortiguar las cargas. En consecuencia, los pacientes experimentan una mayor comodidad de uso (38).

Las investigaciones recientes han destacado que los polímeros de alto rendimiento poseen propiedades esenciales para su aplicación en prótesis fijas tanto sobre dientes naturales como sobre implantes (38). Estos materiales cumplen con los requisitos clínicos de resistencia adecuada y aportan un equilibrio óptimo entre flexibilidad y rigidez, lo que ha favorecido la incorporación de nuevas alternativas al mercado de prótesis dental (23,36).

1.1.5 Metales

La técnica de fundición a la cera perdida ha sido tradicionalmente la más utilizada en la confección de bases metálicas. Este procedimiento incluye la elaboración y alivio del modelo definitivo, la creación de un modelo refractario y de cera, el revestimiento, la eliminación de la cera, el vaciado y el pulido. Sin embargo, se trata de un proceso laborioso y demandante, cuya precisión depende en gran medida de la destreza del técnico dental (39).

Con la introducción del CAD/CAM, los metales fresables como cromo-cobalto, titanio y aleaciones de oro noble/muy noble, se han convertido en una alternativa atractiva, al eliminar los riesgos asociados al vertido incorrecto de la restauración (Figura 9). El cromo-cobalto, en particular, es un material económico y resistente a la corrosión, utilizado en núcleos de restauraciones unitarias y parciales fijas, posteriormente recubiertas con porcelana laminada (23).

Estudios recientes señalan que las estructuras metálicas fresadas presentan una adaptación dentro del rango clínicamente aceptable (39,40), e incluso algunos reportan una precisión marginal similar o superior a la obtenida con métodos convencionales (40). De acuerdo con McLean y Von Fraunhofer, la mayoría de las restauraciones fabricadas por fresado cumplen con los estándares clínicos, alcanzando un rango de hasta 120 μm de discrepancia marginal (41). Además, esta técnica ofrece resultados más rápidos y con menor esfuerzo en comparación con los métodos tradicionales (40).

No obstante, el mecanizado de materiales de alta dureza y tenacidad, como discos de cromo-cobalto sólido o bloques de titanio, ocasiona desgaste acelerado de las herramientas, afectando la precisión de ajuste (42). En particular, las fresas de carburo de tungsteno utilizadas en fresadoras dentales tienden a deteriorarse más rápidamente frente a estos metales, produciendo superficies más ásperas y márgenes menos definidos. Este factor constituye una desventaja relevante, ya que mantener la precisión requiere reemplazos periódicos de las fresas, lo que incrementa los costos de fabricación (42).



Figura 9. Discos CAD/CAM de metal de distintas casas comerciales.

1.1.6 Cerámicas

El glosario de términos protésicos describe la cerámica como compuestos que incluyen uno o más metales con un elemento no metálico, generalmente oxígeno. Se caracterizan por su estabilidad química y bioquímica, alta dureza, fragilidad, inercia y por ser aislantes térmicos y eléctricos (43).

En la actualidad, constituyen uno de los materiales predilectos en odontología restauradora gracias a su capacidad de replicar las características estéticas y ópticas de los dientes naturales, además de su biocompatibilidad y resistencia al desgaste (44). No obstante, la amplia gama de productos CAD/CAM y la rápida introducción de nuevas opciones hacen que la selección del material adecuado sea un proceso complejo para el clínico (34).

La elección de una cerámica restauradora depende de factores como su resistencia, propiedades ópticas y rendimiento clínico. En 2016 se propuso un sistema de clasificación que correlaciona la cantidad de fase vítrea con la estética y la resistencia, orientando su uso según el tipo de restauración y la técnica de cementación (34).

La clasificación de los materiales cerámicos CAD/CAM se agrupa en tres grandes grupos con distintas subdivisiones (Figura 10).

1. Cerámicas de matriz de vidrio: Materiales cerámicos que contienen una fase de vidrio y destacan por sus propiedades ópticas (34).
2. Cerámica policristalina: Materiales cerámicos que no contienen ninguna fase de vidrio (34).
3. Cerámica de matriz de resina: Matrices de polímero que contienen predominantemente compuestos refractarios inorgánicos que pueden incluir porcelanas, vidrios, cerámicas y vitrocerámicas.

En esta investigación, se mencionan únicamente los materiales más representativos de cada grupo, con la excepción de las cerámicas de matriz de resina, que fueron analizadas previamente.



Figura 10. Sistema de clasificación para cerámica sin metal y Materiales de restauración similares a la cerámica. Gracis, 2016(34).

La **cerámica feldespática**, un material vítreo compuesto principalmente por una red de sílice con potasio y sodio, reforzada con cristales de cuarzo, que destaca por su excelente estética, translucidez y fluorescencia (45). Además, destaca por su estabilidad química, resistencia al desgaste, radiopacidad, biocompatibilidad y excelentes propiedades adhesivas mediante grabado ácido y silano (45,46).

Sus propiedades mecánicas, sin embargo, son inferiores a otras cerámicas libres de metal, con resistencia a la flexión de 60–70 MPa y módulo elástico de 60–70 GPa (45,46), un así, se emplea ampliamente con técnica CAD/CAM en restauraciones indirectas como carillas, inlays, onlays y coronas anteriores, con espesores mínimos de hasta 0,3 mm (23,47)(Figura 11).



Figura 11. Bloques CAD/CAM de feldespato de la marca comercial Empress CAD, Ivoclar.

Ensayos clínicos reportan tasas de éxito de 84–95% en 9 a 18 años (23,48), aunque en estudios retrospectivos la supervivencia disminuye en onlays y recubrimientos completos (56–65% a 10 años), mientras que la principal causa de fallo de la cerámica feldespática es la fractura, especialmente en los primeros 3 años de servicio (46,48).

La **cerámica a base de disilicato de litio**, clasificada como vitrocerámica, se compone de cuarzo, dióxido de litio, óxido de fósforo, alúmina, óxido de potasio y otros elementos (Figura 12) (49).

Entre las propiedades notables del disilicato de litio destaca su alto rendimiento mecánico, con una resistencia a la flexión de 370–460 MPa y un módulo de elasticidad de 95 a 100 GPa (49). Además de su resistencia, presenta excelente estética, biocompatibilidad, baja retención de placa con adhesión y proliferación de células epiteliales humanas y comportamiento abrasivo similar al esmalte (49,50).



Figura 12. Bloques CAD CAM de disilicato de litio de distintas marcas comerciales y distintos soporte para el sistema de fresado, así como distintos tamaños.

Las indicaciones del disilicato de litio abarcan desde restauraciones unitarias de recubrimiento completo, recubrimiento parcial, núcleo de prótesis fija, hasta restauraciones sobre implantes y prótesis parcial fija de hasta 3 unidades hasta el segundo premolar (49–51). Su capacidad para permitir grosores mínimos de 1 mm lo convierte en un material adecuado para intervenciones mínimas(50). Es considerado uno de los materiales libres de metal más versátiles en odontología restauradora (49).

Su cementación adhesiva refuerza las propiedades mecánicas gracias a la sensibilidad al grabado ácido de la fase vítrea, que favorece la adhesión micromecánica y química (52–54). Numerosos estudios clínicos respaldan resultados positivos, muestran tasas de éxito cercanas al 95% en coronas unitarias a 8 años, y supervivencias del 83–100% en restauraciones parciales y coronas completas hasta 10 años (50,51,55,56).

El **óxido de zirconio** (zirconia), integrante de la familia de cerámicas policristalinas, se caracteriza por sus excelentes propiedades mecánicas y buena adaptación marginal, aunque con translucidez inferior a las cerámicas vítreas (49)(57). Químicamente es un óxido y, desde la perspectiva físico-química,

clasificado como un óxido metálico, presentando propiedades mecánicas similares a las de los metales y un tono que se asemeja al color natural de los dientes (58).



Figura 13. Discos y bloques de zirconia utilizados en sistemas CAD/CAM, correspondientes a diversas marcas comerciales y formatos de presentación.

En odontología, la zirconia se utiliza principalmente en su fase tetragonal parcialmente estabilizada con itria (Y-TZP) para restauraciones indirectas (Figura 13) (58). Las distintas generaciones han mejorado sus propiedades: la zirconia 3Y mostró alta resistencia, pero baja translucidez; la 3Y-Z mejoró estética sin perder resistencia; y la 5Y aumentó la translucidez con cierta reducción de resistencia (57,58).

Estudios in vitro han confirmado que sus propiedades mecánicas superan a otros materiales cerámicos, con resistencia a la tracción de 900-1200 MPa, resistencia a la compresión de 2000 MPa y un módulo de Young de 210 GPa (58). Además, las restauraciones de zirconia con un espesor oclusal mínimo de 0,5 mm

exhiben una resistencia a la fractura suficiente para soportar cargas oclusales, incluso en áreas molares, garantizando un desgaste mínimo(57,58).

A la fecha, la zirconia se produce exclusivamente mediante fresado CAD-CAM (23) y las indicaciones abarcan restauraciones tanto en dientes naturales como en implantes, incluyendo prótesis unitarias o parciales de hasta 5 unidades, núcleos de recubrimiento, postes intrarradiculares y restauraciones sobre implantes (49). La zirconia monolítica pulida presenta el menor desgaste frente a dientes antagonistas (58) y puede cementarse tanto de forma convencional como adhesiva, siendo recomendable el arenado con óxido de aluminio para mejorar la adhesión (59–61).

La evidencia clínica muestra tasas de éxito del 93–100% en prótesis múltiples de hasta 3 unidades a 7 años, del 83–100% en puentes de 4 piezas y del 94,8% en prótesis completas a 3 años (49)(59). Las complicaciones reportadas incluyen fracturas, pérdida de retención y caries secundaria, con incidencias acumuladas del 27,6% a 5 años (62).

1.2 Fabricación aditiva

La fabricación aditiva (FA) ha sido definida por la Sociedad Estadounidense de Pruebas y Materiales (ASTM) como el proceso de unir materiales para hacer objetos en 3D a partir de datos del modelo, generalmente capa sobre capa (23). En odontología ha cobrado un interés creciente gracias a su versatilidad, que inicialmente permitió la confección de guías quirúrgicas, férulas oclusales y prótesis provisionales, y que más recientemente se ha extendido al desarrollo de restauraciones definitivas (23,63).

A diferencia de la fabricación sustractiva, donde el material sobrante se elimina en forma de virutas, la FA reduce el desperdicio, consume menos energía, minimiza pasos de producción y disminuye la intervención humana, lo que reduce

los posibles errores. Además, permite fabricar detalles complejos a un costo predecible (23). Sin embargo, presenta limitaciones, como el alto costo inicial de los equipos y software, así como la necesidad de capacitación especializada del personal (63).

La Organización Internacional para la Estandarización (ISO-TC 261/ISO 17296-2:2015) ha clasificado la FA en siete categorías: Fabricación con filamento fundido (FFF, también conocida como modelado por deposición fundida), fabricación con filamento continuo (CFF), fabricación aditiva por difusión atómica (ADAM, también conocida como deposición de polvo aglomerado), sinterizado selectivo por láser/fusión selectiva por láser (SLS/SLM, también conocidos como DMLS en el caso del metal), procesamiento directo de luz (DLP), estereolitografía (SLA) e inyección de aglutinante. En odontología los más utilizados con la tecnología estereolitografía, inyección de material y procesamiento directo de luz (64).

La exactitud de las impresiones 3D se evalúa en términos de veracidad, entendida como la cercanía entre el diseño y el objeto final, y precisión, que corresponde a la capacidad de reproducir de manera consistente dimensiones en múltiples impresiones (64).

En la práctica clínica actual, los materiales procesados por fabricación sustractiva aún predominan sobre los de FA. Sin embargo, esta tecnología se encuentra en rápido desarrollo (65). Si bien inicialmente se limitaba a prótesis provisionales, las investigaciones más recientes han mejorado las propiedades de los materiales, posibilitando el uso de resinas imprimibles para restauraciones de larga duración e incluso definitivas (63,65). Actualmente, la investigación se centra en perfeccionar los materiales empleados en impresión 3D, ya que, gracias a las ventajas inherentes de esta tecnología, se vislumbra un beneficio tanto para la sociedad como para la profesión odontológica (65). En la actualidad, los materiales disponibles para FA abarcan polímeros, cerámicas y metales.

1.2.1 Polímeros

Gracias a la gran eficiencia y precisión de las impresoras, los polímeros para impresión 3D destacan en la confección de modelos maestros y segmentados a partir de datos de escaneo intraoral, siendo especialmente útiles en implantología y rehabilitación oral (15).

En los últimos años, se han optimizado los polímeros empleados en prótesis provisionales, incorporando materiales de alta densidad que ofrecen mayor resistencia mecánica y mejor biocompatibilidad (Figura 14)(63). Además, se han desarrollado resinas con infusión cerámica, disponibles en una amplia gama de colores y adecuadas para prótesis parciales y completas. Estas resinas presentan baja sorción de agua, superficies lisas y resistencia al envejecimiento y la decoloración, lo que las convierte en candidatas prometedoras para restauraciones de larga duración, aunque aún se requiere evidencia clínica a largo plazo (15,66).

Los avances recientes en software han permitido integrar datos volumétricos de radiología (DICOM) con escaneos intraorales, facilitando una planificación integral de implantes que contempla aspectos anatómicos, quirúrgicos y protésicos (67,68). Gracias a ello, es posible fabricar guías quirúrgicas impresas en 3D, las cuales, al ser llevadas a boca, permiten posicionar los implantes con gran precisión, optimizando tanto el tiempo clínico como la exactitud de los procedimientos (67,68).

Los polímeros también se aplican en la fabricación de cubetas personalizadas, bases de registro, prótesis completas y removibles, férulas oclusales y otros dispositivos clínicos (15,69). Estas aplicaciones están en constante estudio para perfeccionar sus propiedades y garantizar su desempeño. La evidencia actual respalda que estos materiales presentan características mecánicas y biocompatibilidad favorables, lo que sustenta su uso en odontología (67,69).



Figura 14. Polímeros utilizados en sistemas de fabricación aditiva, pertenecientes a diferentes marcas comerciales y presentaciones.

No obstante, se ha documentado que los dispositivos intraorales impresos en 3D pueden contener niveles elevados de monómeros residuales, debido a que la polimerización es un proceso gradual. Esta acumulación puede generar cierto grado de citotoxicidad, aunque la evidencia sobre su impacto clínico aún es limitada (70–72). Además, para mantener la fluidez y estabilidad estructural durante la impresión, los polímeros dentales requieren menor contenido de relleno inorgánico en comparación con los bloques fresables. Esta característica reduce la rigidez del material y puede comprometer sus propiedades mecánicas frente a materiales más densos (66).

1.2.2 Cerámicos

La incorporación de la FA en la producción de componentes cerámicos ha abierto nuevas posibilidades para superar las limitaciones tradicionales de estos materiales (73). La impresión 3D de cerámicas se reportó por primera vez en la década de 1990, estableciendo la base para las tecnologías actuales que permiten fabricar estructuras con alto grado de precisión y complejidad (73,74).

Entre las técnicas más relevantes se encuentra la estereolitografía (SLA) aplicada a cerámicas, que consiste en dispersar partículas finas de tamaño micro o nanométrico en una resina fotopolimerizable, logrando una suspensión homogénea mediante surfactantes y aditivos (73). Al exponer la mezcla a la luz, la matriz orgánica se polimeriza selectivamente mientras las partículas cerámicas, inertes a la radiación, permanecen suspendidas y distribuidas dentro de la red. Así se conforma capa por capa una estructura tridimensional con la geometría deseada (74).

No obstante, la impresión de cerámicas presenta desafíos técnicos importantes debido a su alto punto de fusión, que favorece la formación de grietas y porosidades durante el enfriamiento, comprometiendo la resistencia del componente final (73). En el caso del zirconio, se han reportado avances mediante técnicas como la inyección de tinta con suspensiones cerámicas, obteniendo piezas con propiedades comparables a las de los métodos convencionales, aunque aún con limitaciones (74). Por su parte, los procesos basados en SLA han mostrado mayor potencial, produciendo coronas con propiedades mecánicas y acabados superficiales similares a los de la zirconia fresada, e incluso implantes con alta precisión dimensional y resistencia a la flexión de hasta 943 MPa (Figura 15) (75).

La FA también se ha aplicado a fosfato de calcio, principalmente en la elaboración de andamios para regeneración ósea, con resultados preliminares alentadores (74). Sin embargo, para su adopción generalizada en odontología y medicina persisten retos como la mejora en la calidad superficial, la precisión dimensional y la optimización de las propiedades mecánicas de las piezas impresas (76). Se prevé que los avances futuros en estas tecnologías contribuyan a perfeccionar dichas propiedades, reducir costos y consolidar la impresión 3D de cerámicas como una alternativa competitiva frente a los métodos tradicionales (23,73).



Figura 15. Restauración indirecta de zirconia elaborada mediante fabricación aditiva, como ejemplo adaptado de aplicaciones descritas en la literatura (77).

1.2.3 Metales

La sinterización selectiva por láser (SLS/SLM) se ha consolidado como la tecnología predominante para la fabricación aditiva de estructuras metálicas en odontología, empleando principalmente aleaciones de titanio y cobalto-cromo (23). En sus primeras aplicaciones, las piezas obtenidas presentaban alta porosidad y acabados deficientes, lo que limitaba su uso en zonas sometidas a carga. Sin embargo, los avances tecnológicos han optimizado sus propiedades mecánicas y la regularidad superficial, reduciendo problemas frecuentes en la fundición convencional, como la contracción, y facilitando el procesamiento de metales duros como el Co-Cr. Además, la eficiencia en el uso del material, con menor desperdicio, ha hecho de esta técnica una opción atractiva para el trabajo con aleaciones preciosas (76).

El uso de impresión 3D metálica en odontología ha crecido de forma sostenida, especialmente en la fabricación de estructuras y subestructuras para prótesis fijas, aditamentos e implantes, barras, prótesis parciales removibles y sobredentaduras (Figura 16)(76). Estudios recientes muestran que las prótesis fijas elaboradas por FA presentan espacios marginales más reducidos que las fabricadas por colado, lo que se traduce en un ajuste más preciso. Estos hallazgos

sugieren que la impresión 3D no solo iguala, sino que en ciertos casos supera la precisión y calidad de los métodos tradicionales (77).

Entre los metales empleados, destacan las aleaciones de cobalto-cromo y el titanio, ampliamente utilizadas por su resistencia a la tracción, buena elasticidad, comportamiento favorable frente a la fatiga y alta resistencia a la corrosión (76). A su composición se añaden elementos como molibdeno, tungsteno, silicio, manganeso, niobio, cerio, hierro y carbono, que generan variaciones respecto a las aleaciones convencionales y producen diferencias en propiedades físicas y mecánicas (76). En el caso de las subestructuras, el Co-Cr impreso en 3D ha demostrado una excelente adhesión cerámica, confirmando su idoneidad para restauraciones recubiertas (77).

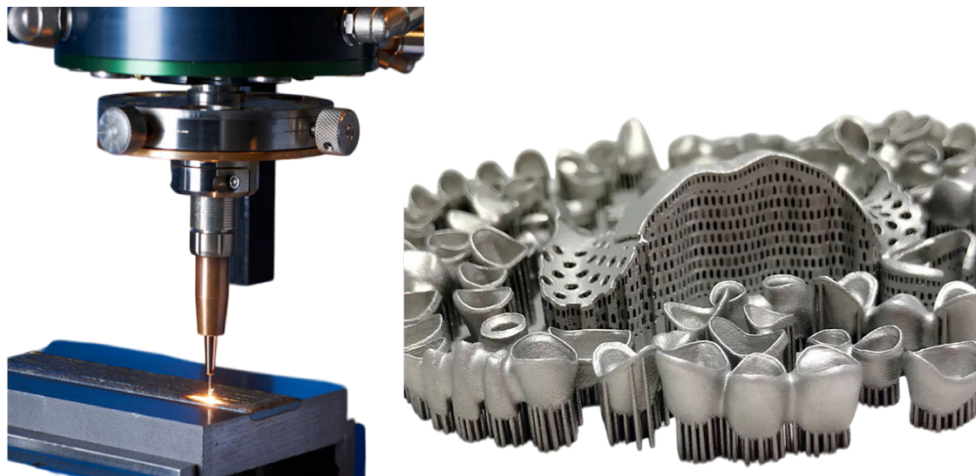


Figura 16. Fabricación aditiva de metales para uso odontológico en cofias y aparatos removibles.

No obstante, persisten desafíos. La literatura reporta variaciones en precisión y reproducibilidad entre estudios, especialmente en lo relativo a la interfaz metal-cerámica y la formación de la capa de óxido, factores clave para garantizar la durabilidad clínica (77). Si bien la FA ofrece ventajas notables sobre la fundición convencional, como alta densidad, menor tiempo y costos de producción, y reducción de errores, aún es necesario ampliar el acceso a esta tecnología y

fortalecer la evidencia científica que respalde su aplicación clínica de manera más sólida (76).

1.3 Criterios actuales en materiales restaurativos

En la odontología restauradora contemporánea, la selección de materiales sigue un enfoque biomimético, cuyo objetivo es reproducir de la forma más fiel posible la biomecánica y condiciones fisiológicas del entorno bucal (78). En este sentido, la estructura dental natural constituye el modelo de referencia para el desarrollo de nuevos materiales, cuya eficacia clínica y durabilidad dependen en gran medida de su capacidad para emular las propiedades del esmalte y la dentina (78,79).

Las resinas compuestas y las cerámicas son actualmente los materiales indirectos más empleados. Su elección depende de la magnitud del daño estructural y de los requerimientos estéticos: mientras que las resinas permiten restauraciones mínimamente invasivas y conservadoras en casos moderados, las cerámicas representan la mejor opción en pérdidas extensas, al restituir de manera integral la morfología y función dentaria (78,79).

Desde un enfoque mecánico, parámetros como el módulo de elasticidad y la dureza superficial son determinantes para predecir el desempeño clínico de los materiales restauradores(79). El módulo de elasticidad, entendido como un atributo intrínseco que refleja la rigidez del material, debe aproximarse a los valores de los tejidos dentarios para favorecer una distribución homogénea de las cargas masticatorias en la interfaz diente-restauración(78). La existencia de discrepancias significativas en este parámetro puede incrementar el riesgo de fractura estructural(78). En este sentido, mientras la dentina presenta valores de módulo de elasticidad que oscilan entre 14 y 38 GPa y el esmalte entre 72 y 125 GPa, los materiales restauradores deben situarse dentro de rangos compatibles para garantizar la longevidad de la restauración(80,81).

Si bien persisten diferencias entre el módulo elástico de las restauraciones indirectas y el esmalte dental, la evidencia clínica disponible reporta tasas de supervivencia satisfactorias a largo plazo, sin embargo, la estabilidad funcional de las restauraciones no depende exclusivamente de sus propiedades mecánicas(82). Factores adicionales, como la aplicación de sistemas adhesivos resilientes en la interfaz, parecen desempeñar un papel crucial al amortiguar las fuerzas oclusales y prevenir el fallo estructural de la restauración(82).

Las cerámicas dentales se distinguen por su dureza y módulo elástico comparables, o incluso superiores, a los del esmalte, lo que les confiere alta resistencia al desgaste y estabilidad superficial en el entorno oral (81). Además, ofrecen excelentes propiedades ópticas que permiten una integración estética precisa (82). En contraste, las resinas compuestas, aunque versátiles y disponibles en múltiples tonos y opacidades, presentan menor dureza y mayor susceptibilidad al desgaste, pérdida de brillo y alteración cromática a lo largo del tiempo, debido a la sorción de agua y la degradación progresiva de la matriz polimérica (78,79).

En cuanto a la biocompatibilidad, las cerámicas destacan por su naturaleza bioinerte y estabilidad química, sin inducir respuestas adversas en los tejidos periodontales (82). Las resinas, por su parte, muestran cierta toxicidad en estudios in vitro atribuida a monómeros residuales, aunque esta disminuye tras la polimerización clínica, con resultados in vivo generalmente favorables (83).

Finalmente, la capacidad de los materiales para mantener superficies lisas y pulibles es crítica, ya que la rugosidad favorece la colonización bacteriana, formación de biofilm y caries secundaria (84). Las restauraciones indirectas deben, por tanto, cumplir con un conjunto integral de requisitos: proteger el diente remanente, restaurar la función masticatoria, integrarse estéticamente y permitir un mantenimiento higiénico eficiente (78,79,82). Solo aquellos materiales que logren equilibrar de manera óptima estos aspectos podrán considerarse ideales en el contexto restaurador contemporáneo (79).

En este contexto, la creciente complejidad en el desarrollo y uso de materiales restaurativos ha hecho necesaria la existencia de normas internacionales que establezcan parámetros estandarizados de evaluación (23). Dichos lineamientos permiten no solo garantizar la seguridad y eficacia clínica, sino también facilitar la comparación objetiva entre diferentes materiales en el ámbito de la investigación. Entre estas regulaciones, la ISO 4049:2019 se ha consolidado como la norma de referencia para materiales poliméricos restaurativos, al proporcionar criterios claros de clasificación y requisitos de desempeño que orientan tanto la práctica clínica como los estudios experimentales (85).

La norma ISO 4049:2019 propone una clasificación sistemática que facilita la evaluación e investigación de estos materiales (85). Esta clasificación, que considera el tipo de restauración, el nivel de carga oclusal y la aplicación clínica específica, se resume en la Tabla 2.

Tabla 2. Clasificación general de los materiales restaurativos a base de polímeros según la norma ISO 4049:2019.

Nivel	Categorías	Descripción	Ejemplo de aplicación
Tipo	Tipo 1	Restauraciones de uso directo	Resinas compuestas fotopolimerizables para restauraciones en cavidades.
	Tipo 2	Restauraciones de uso indirecto	Composites de laboratorio, bloques CAD/CAM, resinas para incrustaciones o coronas.
	Tipo 3	Recubrimientos protectores	Selladores, barnices o recubrimientos superficiales
Clase	Clase 1	Baja carga oclusal	Restauraciones en zonas no sometidas a fuerzas intensas (ej. restauraciones anteriores pequeñas, recubrimientos).
	Clase 2	Alta carga oclusal	Restauraciones sometidas a fuerzas masticatorias significativas (ej. posteriores, coronas indirectas).
Grupo	Grupo 1	Cementos y materiales de base	Cementos resinosos, liners
	Grupo 2	Composites restaurativos	Resinas directas e indirectas de aplicación clínica.
	Grupo 3	Otros materiales poliméricos	Barnices, selladores, recubrimientos especiales.

1.4 Técnicas de caracterización

Para evaluar de manera integral las propiedades físicas, químicas y mecánicas de los materiales restaurativos, es esencial la aplicación de técnicas de caracterización avanzadas(86). Estas metodologías permiten analizar la estructura interna, la composición elemental y el comportamiento superficial de los materiales, proporcionando información clave para comprender su desempeño clínico y su longevidad en el entorno oral. A través de estas técnicas, es posible establecer correlaciones entre la microestructura y las propiedades funcionales, lo que contribuye al desarrollo y optimización de restauraciones más predecibles y duraderas(86).

La difracción de rayos X (XRD) se emplea para identificar la estructura cristalina de los materiales, permitiendo diferenciar fases amorfas y cristalinas y evaluar el grado de cristalinidad, un factor determinante en la estabilidad térmica y la resistencia mecánica (86,87). Su principio se basa en la Ley de Bragg ($n\lambda = 2d \sin\theta$), que describe la interferencia constructiva de rayos X al incidir sobre los planos cristalográficos. Este análisis estructural aporta información sobre la homogeneidad del material y su capacidad para soportar tensiones sin comprometer su integridad (87).

La espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR) es una técnica analítica que permite identificar los grupos funcionales presentes en un material mediante la detección de las vibraciones moleculares (88). En materiales dentales, la FTIR resulta fundamental para evaluar la composición química y los posibles cambios estructurales derivados de procesos de envejecimiento, polimerización o interacción con el medio bucal. El análisis de bandas de sorción características, como C=O, C=C y C–O–C, posibilita inferir la estabilidad química del material y su resistencia frente a la degradación hidrolítica (86,88).

La microscopía electrónica de barrido (SEM) ofrece imágenes de alta resolución que permiten visualizar la morfología superficial y la distribución de partículas de relleno en la matriz polimérica (86). Esta técnica es particularmente valiosa para detectar defectos como porosidades o fisuras, que pueden comprometer la integridad mecánica y la biocompatibilidad del material (85,88). Asimismo, el análisis cuantitativo de la morfología de las partículas puede apoyarse en algoritmos digitales, como el de Bresenham (1965), para estimar la circularidad de los rellenos en imágenes digitales, complementando la evaluación visual (89). Acoplada al SEM, la espectroscopía de dispersión de energía (EDS) permite determinar la composición elemental superficial, confirmando la presencia de fases inorgánicas y la proporción relativa de la matriz orgánica (90).

La prueba de resistencia a la flexión constituye un parámetro fundamental para valorar la capacidad del material de soportar fuerzas antes de fracturarse. Esta propiedad se define como la tensión máxima que puede resistir un material justo antes de ceder bajo carga (43). De acuerdo con las normas ISO y ASTM, el procedimiento se realiza mediante el método de flexión en tres puntos, lo que permite calcular la resistencia a la flexión y el módulo elástico (66). Dado que las restauraciones están sometidas a cargas funcionales cíclicas, este parámetro es clave para anticipar el comportamiento clínico a largo plazo (91,92).

La microdureza Vickers (HV) es utilizada para evaluar la resistencia superficial frente a la deformación plástica localizada. Consiste en aplicar una carga controlada mediante un indentador piramidal de diamante y medir las diagonales de la huella resultante, calculando la dureza como la razón entre la carga aplicada y el área proyectada de la indentación (91). En odontología, esta prueba resulta útil para caracterizar materiales poliméricos y cerámicos, ya que permite inferir su resistencia al desgaste y, en resinas compuestas, puede actuar como indicador indirecto del grado de polimerización (91,92).

El envejecimiento artificial es una técnica indispensable para simular las condiciones del medio bucal y predecir la estabilidad clínica de los materiales restauradores. La exposición a factores como temperatura, humedad, radiación ultravioleta o soluciones simuladas de saliva permite reproducir procesos de degradación y evaluar la resistencia al desgaste, la estabilidad de color y la integridad estructural a lo largo del tiempo (86,88). Este tipo de ensayos proporciona evidencia sobre la durabilidad y desempeño a largo plazo de los materiales, anticipando posibles fallos clínicos.

La sorción en agua son parámetros críticos para evaluar el comportamiento de los materiales poliméricos en el medio oral. Una elevada sorción puede inducir cambios dimensionales, disminución de la dureza y degradación de la matriz, mientras que una solubilidad excesiva compromete la integridad química y puede liberar componentes potencialmente citotóxicos (86,88). De acuerdo con la norma ISO 4049, los materiales restauradores deben cumplir con valores límite de sorción y solubilidad para garantizar un desempeño clínico seguro y duradero (85,93).

En conjunto, estas técnicas de caracterización ofrecen un enfoque multidimensional que integra análisis estructurales, químicos, mecánicos y de durabilidad. Su aplicación permite comprender mejor el desempeño clínico potencial de los materiales restauradores evaluados en este estudio y fundamenta la metodología empleada para su análisis (86).

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad, la odontología restauradora enfrenta el desafío de incorporar tecnologías que mejoren la eficiencia de los tratamientos y favorezcan el desempeño a largo plazo de las restauraciones definitivas. Esta evolución constante ha impulsado el desarrollo de materiales que integran estética, funcionalidad y resistencia mecánica, en respuesta a las crecientes demandas de los pacientes y al avance de las técnicas digitales.

La fabricación aditiva, como método emergente en la producción de restauraciones dentales, ha despertado un interés clínico por su potencial para superar las limitaciones de los métodos convencionales. No obstante, pese a su creciente aplicación, persiste una brecha significativa en la evidencia científica que respalde la eficacia de los materiales desarrollados para restauraciones definitivas.

Aunque la literatura reconoce ventajas operativas de la impresión 3D, la evidencia científica sobre la factibilidad clínica de los materiales imprimibles sigue siendo limitada, especialmente en restauraciones que requieren altos estándares de resistencia y estabilidad. La falta de estudios comparativos que analicen propiedades físicas, químicas y mecánicas limita el conocimiento sobre su posible implementación en la práctica clínica.

En este contexto, surge la necesidad de determinar si materiales de impresión 3D como VarseoSmile Crown Plus (VSC) presenta propiedades que lo posicionen como alternativa viable frente a sistemas sustractivos consolidados, como Brilliant Crios (BC). Por lo tanto, la pregunta de investigación que guía este estudio es:

¿Existen diferencias significativas en las propiedades fisicoquímicas y mecánicas entre los composites CAD/CAM fabricados mediante tecnología aditiva (*VarseoSmile Crown Plus*) y los fabricados mediante tecnología sustractiva (*Brilliant Crios*)?

3. JUSTIFICACIÓN

La creciente demanda de restauraciones estéticas y duraderas ha impulsado el desarrollo de nuevas alternativas restauradoras capaces de satisfacer los requerimientos clínicos actuales. La fabricación sustractiva, tradicionalmente empleada en la confección de restauraciones definitivas, presenta limitaciones como el alto costo, el desperdicio de material y la dificultad para reproducir geometrías complejas. En este contexto, surge la interrogante de si la fabricación aditiva constituye una alternativa viable para superar dichas desventajas.

Esta tecnología ofrece potenciales ventajas, como la reducción en el consumo de material y energía, la simplificación de los procesos y la posibilidad de elaborar diseños complejos con eficiencia y precisión. Sin embargo, pese a su rápida expansión, aún existe una escasa evidencia científica que respalde su uso en restauraciones definitivas, especialmente en lo que respecta a sus propiedades mecánicas, estabilidad y desempeño clínico.

El material **VarseoSmile Crown plus** representa como una opción emergente, que promete propiedades mecánicas y químicas que simulan de manera eficaz las características de los dientes naturales. Sin embargo, la información disponible sobre este material sigue siendo limitada y fragmentaria, lo que subraya la necesidad de investigaciones específicas que evalúen su comportamiento en condiciones simuladas y posteriormente clínicas. Por tanto, este estudio aporta conocimiento sobre un material poco explorado, con el potencial de influir en la práctica clínica y en la toma de decisiones terapéuticas.

4. HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN

Se plantea que el composite VarseoSmile Crown Plus (BEGO), fabricado mediante tecnología aditiva, presenta diferencias significativas en sus propiedades fisicoquímicas y mecánicas, en comparación con el composite Brilliant Crios (Coltene), fabricado mediante técnica sustractiva.

4.1 HIPÓTESIS NULA

No existen diferencias significativas en las propiedades fisicoquímicas y mecánicas entre el composite fabricado mediante técnica sustractiva (Brilliant Crios) y el composite fabricado mediante técnica aditiva (VarseoSmile Crown Plus).

5. OBJETIVO GENERAL

Comparar las propiedades fisicoquímicas y mecánicas de dos composites CAD/CAM: VarseoSmile Crown Plus (BEGO, Bremen, Alemania), fabricado mediante tecnología aditiva, y Brilliant Crios (Coltene, Suiza), producido mediante técnica sustractiva, mediante pruebas estandarizadas que analicen su composición química, estructura cristalina, morfología superficial, resistencia a la flexión, microdureza, estabilidad frente al envejecimiento artificial y comportamiento frente a la sorción de agua, con el fin de generar evidencia científica que respalde la selección clínica de materiales en restauraciones definitivas.

6. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Comparar la composición química y estructural de ambos materiales mediante espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR), difracción de rayos X (XRD) y espectroscopía de dispersión de energía (EDS).
2. Comparar la morfología y microestructura superficial de los composites mediante microscopía electrónica de barrido (SEM).
3. Evaluar y comparar las propiedades mecánicas de ambos materiales, evaluando la resistencia a la flexión, y describiendo la microdureza Vickers.
4. Evaluar comparativamente la influencia del envejecimiento artificial en saliva simulada sobre las propiedades fisicoquímicas y mecánicas de los composites estudiados.
5. Comparar la sorción de los materiales.
6. Integrar los hallazgos en un análisis comparativo integral que sirva como referencia científica y clínica para la selección de materiales CAD/CAM en restauraciones definitivas de recubrimiento parcial y completo.

7. METODOLOGÍA

7.1 Tipo de estudio

El presente trabajo corresponde a un **estudio experimental in vitro**.

7.2 Diseño de estudio

Se desarrolló un estudio experimental de laboratorio con diseño comparativo, en el que se evaluaron dos grupos de muestras conformados por composites CAD/CAM de diferente método de fabricación: Brilliant Crios® (técnica sustractiva) y VarseoSmile Crown plus® (técnica aditiva). Las pruebas incluyeron caracterizaciones estructurales y ensayos mecánicos, siguiendo protocolos estandarizados.

7.3 Lugar de realización

El estudio se llevó a cabo en el Laboratorio de Prostodoncia de la Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Chihuahua (Campus I), ubicado en la Clínica 13 de dicha facultad (Av. Universidad y Av. Pascual Orozco s/n, Chihuahua, Chih., México) y en el Centro de Investigación en Materiales Avanzados (CIMAV), situado en Av. Miguel de Cervantes Saavedra 120, Complejo Industrial Chihuahua, 31136, Chihuahua, Chih., México.

7.4 Operación de las variables

La selección de variables buscó caracterizar integralmente el comportamiento de los materiales, considerando aspectos estructurales y químicos, propiedades mecánicas y factores físicos relacionados con el envejecimiento y la exposición a medios húmedos, con el fin de obtener una comparación completa entre ambos grupos. En este estudio se evaluaron las siguientes variables:

- Naturaleza estructural (amorfa/cristalina), variable cualitativa nominal determinada mediante difracción de rayos X (XRD).
- Grupos funcionales, considerado variable cualitativa nominal evaluado por espectroscopía infrarroja con transformada de Fourier (FTIR).
- Composición elemental, variable cualitativa nominal, evaluada mediante espectroscopía de dispersión de energía acoplada a microscopía electrónica de barrido (SEM/EDS), identificando la presencia de los principales elementos constituyentes.
- Morfología superficial, variable cualitativa ordinal, caracterizada mediante microscopía electrónica de barrido (SEM), estableciendo una escala descriptiva de irregularidades y defectos superficiales.
- Resistencia a la flexión, clasificada como variable cuantitativa continua y medida en megapascuales (MPa), determinada mediante ensayo de flexión en tres puntos de acuerdo con la norma ISO 4049.
- Microdureza Vickers, variable cuantitativa continua expresada en Vickers Hardness Number (HV), obtenida mediante indentación con microdurómetro Vickers.
- Sorción de agua, variable cuantitativa continua expresada en microgramos por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$), evaluada de acuerdo con el método de sorción descrito en la norma ISO 4049.
- Estabilidad tras envejecimiento, clasificada como variable cuantitativa relativa, expresada como variación porcentual (%), evaluada tras la inmersión de las muestras en saliva artificial y la posterior reevaluación de sus propiedades mecánicas y fisicoquímicas.

La Tabla 3 resume la clasificación de las variables, su naturaleza, unidad de medida y técnica de caracterización.

Tabla 3. Clasificación de variables del estudio

Variable	Clasificación	Unidad de medida	Técnica de caracterización
Tipo de material	Cualitativa nominal	Aditivo (Varseo) / Sustractivo (Brilliant)	-----
Naturaleza estructural cristalina/ amorfismo	Cualitativa nominal	---	XRD
Grupos funcionales	Cualitativa nominal	-	FTIR
Composición elemental	Cualitativa nominal	Presencia / ausencia	SEM/EDS
Morfología superficial	Cualitativa ordinal	Escala descriptiva	SEM
Resistencia a la flexión	Cuantitativa continua	MPa	Ensayo de flexión en 3 puntos
Microdureza Vickers	Cuantitativa continua	HV	Microdurómetro Vickers
Estabilidad tras envejecimiento	Cuantitativa relativa	% de variación	Envejecimiento en saliva artificial
Sorción de agua	Cuantitativa continua	µg/mm ³	Ensayo ISO4049

7.5 Materiales

En este estudio comparativo se emplearon dos polímeros utilizados en la fabricación de restauraciones dentales definitivas mediante métodos asistidos por computadora: uno obtenido por fabricación sustractiva y otro mediante fabricación aditiva. Los materiales evaluados fueron el composite CAD/CAM **Brilliant Crios®** (Coltene/Whaledent AG, Altstätten, Suiza), utilizado en el proceso sustractivo, y la resina híbrida **VarseoSmile Crown plus®** (Bego, Bremen, Alemania), destinada al proceso aditivo mediante impresión 3D. Ambos materiales fueron adquiridos directamente de los fabricantes oficiales (Figura 17).

La composición de los materiales, de acuerdo con la información proporcionada por los fabricantes y complementada con la literatura científica, se presenta en la Tabla 4.

Tabla 4. Materiales utilizados en el estudio y sus composiciones.

Nombre comercial	Fabricante	Tipo de material	Matriz de resina	Relleno inorgánico	Numero de lote	Tamaño y color
Brilliant Crios (BC)	Coltene/ Whaledent A.G. Altstätten, Switzerland	Composite reforzado	Matriz de resina metacrilato reticulado	70,7 % en peso de vidrio de bario (<1 µm), sílice amorfa (<20 nm)	M41176	A1HT C14
Varseo smile crown plus (VSC)	Bego, Bremen, Germany	Composite híbrido con relleno cerámico	4,4'-isopropilidendifenol, productos etoxilados y de esterificación al 50-75 % del ácido 2-metilprop-2-enoico	30 -50% en peso de vidrio dental silanizado	600577	A1

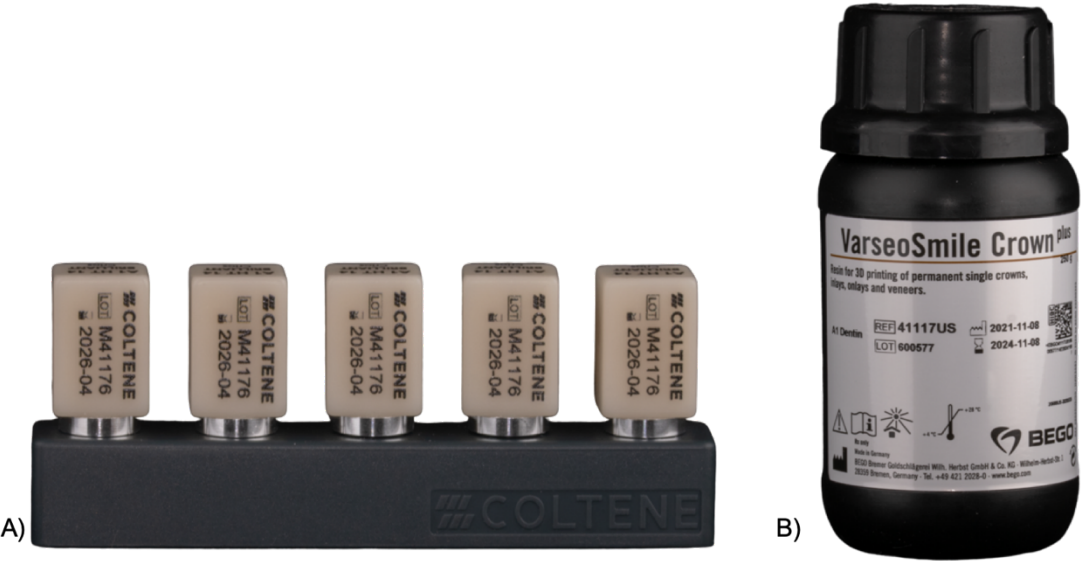


Figura 17. Materiales utilizados en el estudio: A) Brilliant Crios® (Coltene/Whaledent, Suiza); B) VarseoSmile Crown plus® (Bego, Alemania).

7.6 Fabricación de la muestra

Según los criterios de estandarización establecidos en la norma **ISO 4049:2019** para *Materiales Restaurativos A Base De Polímeros*, sugiere que para las pruebas mecánicas y físicas deben realizarse muestras en forma de barra con dimensiones de 25 mm de largo, 2 mm de ancho y 2 mm de espesor (

Figura 18).

No obstante, la obtención de barras con estas dimensiones fue factible únicamente para el grupo de fabricación aditiva, mientras que en el grupo sustractivo resultó inviable debido a las dimensiones limitadas de los bloques comerciales. Por esta razón, se adoptaron las especificaciones de la norma ISO 6872:2015 para materiales cerámicos, fabricando barras rectangulares de 15 mm de largo, 4 mm de ancho y 1.5 mm de espesor (

Figura 18).

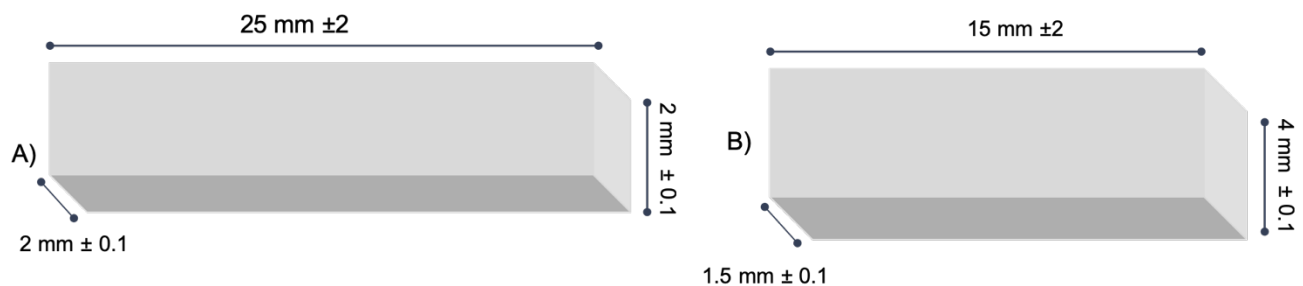


Figura 18. A) Medidas de la muestra según la norma ISO 4049:2019. B) Medidas de la muestra según la norma ISO 6872:2015.

En el grupo sustractivo, los bloques CAD/CAM para BC fueron cortados con una sierra de diamante refrigerada de baja velocidad mediante el dispositivo Miracut 151 (Metcon, Bursa, Turquía) utilizando como medio de humectación agua destilada, hasta obtener muestras en forma de barra. Posteriormente, se ajustaron las dimensiones utilizando un carburo de silicio húmedo (400 ISO/FEPA, grano promedio de 35 μm).

En el grupo aditivo, el diseño se realizó con el software gratuito CAD Chitubox 1.8 (www.chitubox.com, consultado el 26 de Mayo de 2023) exportando el modelo en formato STL al software propietario de la impresora. Las muestras se fabricaron en la impresora SprintRay Pro 95S (SprintRay Inc., Los Ángeles, EE. UU.), compatible con la resina VarseoSmile, empleando tecnología de procesamiento digital de luz (DLP). Se siguieron las recomendaciones del fabricante: altura de capa 0.05 mm, ocho capas iniciales, tiempo de exposición estándar de 6.5 s, exposición inicial de 20 s, distancia de elevación 5 mm y velocidad de elevación 60 mm/s. Las barras se imprimieron en orientación de 0°, con soportes generados automáticamente.

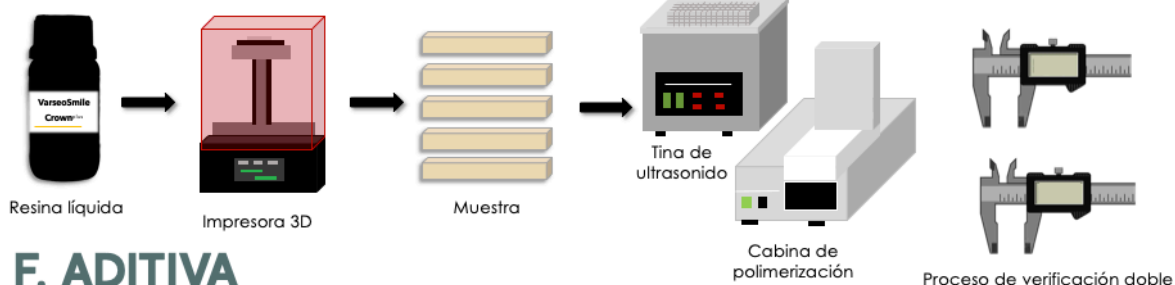
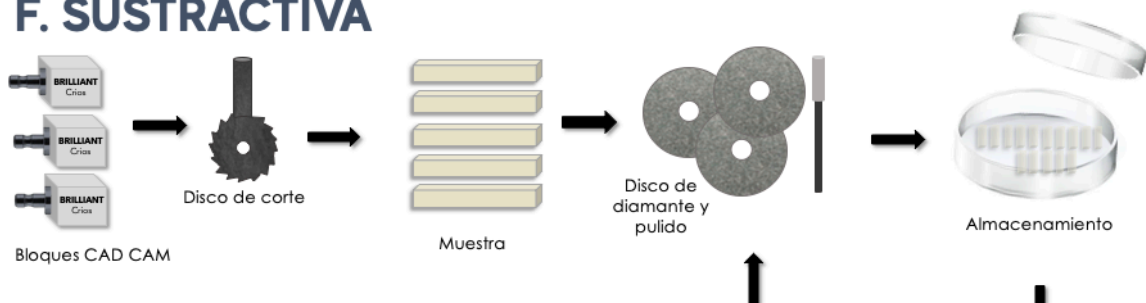
El postprocesamiento inicial incluyó limpieza en etanol al 96 % mediante ultrasonido durante 5 min, secado con aire comprimido y fotopolimerización final en el dispositivo BEGO Oto Flash, aplicando 1500 destellos (10 destellos/s) centrados en 450 nm durante 15 min por cada cara, siguiendo las recomendaciones del fabricante.

Posteriormente, las barras se sometieron a un proceso de rectificación mediante pulido secuencial de los lados de tensión con papel abrasivo de carburo de silicio (SiC) de grano 1000, 1200 y 4000 (Norton Abrasives, Navarra, España) durante 120 s, bajo humectación con agua destilada en una pulidora (Spectrum System 1000 LECO, Michigan, EE. UU.). Las zonas tratadas fueron pulidas con cepillo y borla para obtener una superficie uniforme. Tras este procedimiento, las muestras se limpiaron nuevamente mediante ultrasonido en agua destilada durante 10 minutos.

Finalmente, todas las muestras fueron almacenadas en agua destilada a 37 ± 1 °C durante 24 h, conforme a ISO 4049:2019, para asegurar estabilización térmica previa a los ensayos. Se presenta a continuación el diagrama de flujo que ilustra de manera detallada las etapas del proceso, desde la fabricación y

postprocesamiento de las muestras hasta la ejecución de las pruebas correspondientes (Figura 19).

F. SUSTRACTIVA



F. ADITIVA

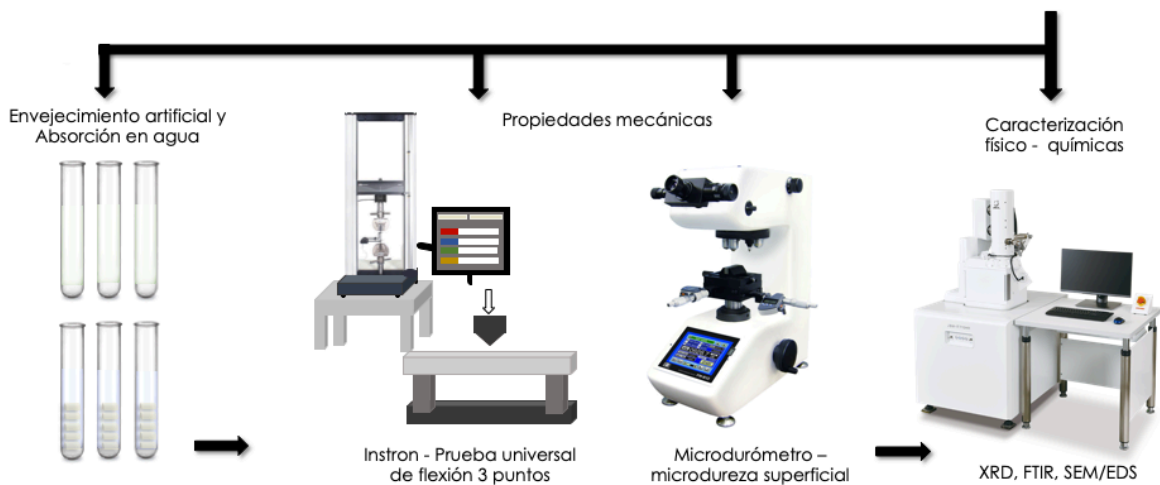


Figura 19. Diagrama de flujo del proceso de preparación de los especímenes y su posterior evaluación mediante la prueba.

7.7 Unidades de estudio y criterio de selección

Todas las barras obtenidas en la etapa de fabricación fueron sometidas a un proceso de verificación dimensional previo a su asignación a las distintas pruebas experimentales. Para ello, se utilizó un calibrador digital con una precisión de 0.01 mm (Horex, Hoffmann Group, Tokio, Japón) para medir las tres dimensiones de cada barra (largo, ancho y espesor) 24 horas después de su elaboración (Figura 20). Cada barra fue medida dos veces, y aquellas que presentaron desviaciones superiores a ± 0.1 mm respecto a las dimensiones establecidas fueron descartadas.



Figura 20. Verificación de dimensiones de las muestras.

Tras este control, se obtuvieron 30 especímenes válidos por grupo experimental, todos dentro de los criterios de aceptación. De este conjunto, se asignó una muestra por grupo para cada una de las pruebas de caracterización FTIR, XRD, SEM/EDS y sorción de agua ($n = 1$ por grupo).

Para las pruebas mecánicas iniciales se destinaron 6 muestras a la prueba de resistencia a la flexión ($n=6$ por grupo) y 2 muestras a la caracterización de microdureza Vickers ($n=2$ por grupo) asegurando en todos los casos que procedieran del conjunto previamente verificado y aprobado. Finalmente, para el protocolo de envejecimiento artificial se asignaron 18 muestras: 12 destinadas a la resistencia a la flexión posterior al envejecimiento (6 evaluadas a los 3 meses y 6 a

los 6 meses), 4 para microdureza Vickers posterior al envejecimiento (2 a los 3 meses y 2 a los 6 meses) y 2 para SEM posterior al envejecimiento, una a cada tiempo de envejecimiento (Tabla 5).

Tabla 5. Distribución de especímenes asignados por grupo experimental para cada caracterización. Todos los especímenes correspondieron a barras previamente verificadas.

Tipo de prueba	Ensayo	Número de especímenes asignados por grupo (n)	Observaciones
Caracterización inicial	FTIR	1	Barra (15 x 4 x 1.5 mm)
	XRD	1	Barra (15 x 4 x 1.5 mm)
	SEM / EDS	1	Barra (15 x 4 x 1.5 mm)
	Sorción en agua	1	Barra (15 x 4 x 1.5 mm)
Pruebas mecánicas iniciales	Resistencia a la flexión	6	Barra (15 x 4 x 1.5 mm)
	Microdureza Vickers	2	De 2 barras seccionadas en 3 bloques de 5 mm; se seleccionó únicamente el bloque central de cada muestra
Envejecimiento artificial	Resistencia a la flexión	12 • 6 para 3 meses • 6 para 6 meses	Barra (15 x 4 x 1.5 mm) tras envejecimiento
	Microdureza Vickers	4 • 2 para 3 meses • 2 para 6 meses	De 2 barras seccionadas en 3 bloques de 5 mm; se seleccionó únicamente el bloque central de cada muestra
	SEM	2 • 1 para 3 meses • 1 para 6 meses	Barra (15 x 4 x 1.5 mm)

Es importante señalar que la norma ISO 4049:2019 únicamente establece un número mínimo de especímenes para la prueba de resistencia a la flexión, indicando que deben emplearse al menos cinco muestras. En el presente estudio se superó este número, asignando seis especímenes por grupo. Para el resto de las pruebas de caracterización (FTIR, XRD, SEM/EDS, microdureza, sorción de agua y

envejecimiento artificial), la norma no establece un número específico de muestras; por lo tanto, la distribución de especímenes se definió con base en la literatura disponible y en la factibilidad experimental, asegurando en todos los casos la reproducibilidad de los resultados.

7.8 Preparación del espécimen

Las muestras destinadas a la mayoría de las pruebas de caracterización se emplearon en su estado íntegro, sin necesidad de modificaciones adicionales a las dimensiones previamente estandarizadas. Únicamente para las pruebas de microdureza Vickers y SEM fue necesario realizar preparaciones específicas.

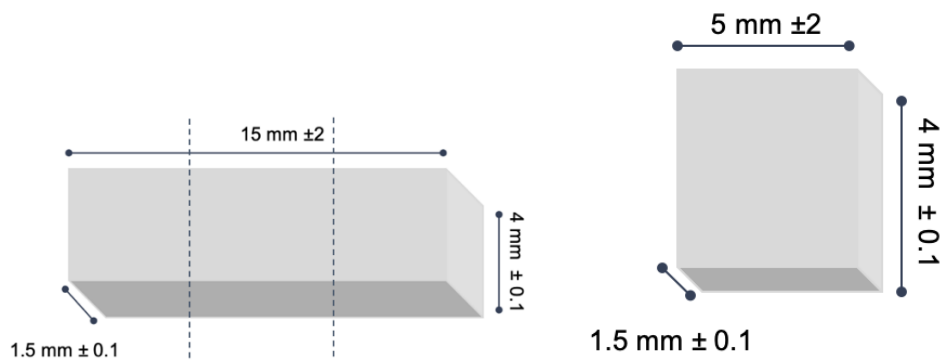


Figura 21. Preparación de las muestras para la prueba de dureza Vickers. A la izquierda, barra original de 15 mm con las marcas de corte; a la derecha, bloque central seleccionado de 5 mm destinado a la prueba de indentación.

Para la caracterización de microdureza Vickers, se emplearon dos barras de cada grupo experimental, previamente fabricadas y procesadas según los procedimientos descritos. Cada barra rectangular de 15 mm de longitud fue seccionada en tres bloques de 5 mm de largo, manteniendo sin modificaciones el ancho (4 mm) y el espesor (1.5 mm). De los tres bloques obtenidos en cada barra, únicamente se seleccionó el bloque central para la prueba, obteniéndose así dos especímenes válidos por grupo. Los cortes se realizaron con una sierra de diamante a baja velocidad bajo refrigeración continua con agua, a fin de preservar la

integridad estructural. Posteriormente, los especímenes seleccionados fueron pulidos siguiendo el protocolo previamente descrito, obteniendo superficies planas y uniformes aptas para la indentación Vickers (

Figura 21).

Las muestras destinadas a la caracterización mediante SEM fueron montadas en portamuestras de aluminio utilizando cinta de carbón conductora y recubiertas con una fina capa de oro por sputtering, con el objetivo de garantizar una adecuada conductividad eléctrica durante el análisis. Este mismo procedimiento se aplicó a los especímenes evaluados en la etapa posterior al envejecimiento artificial.

7.9 Métodos

Con el fin de garantizar una secuencia lógica en la evaluación de los materiales, las técnicas se organizaron en dos grandes bloques. En primer lugar, se incluyeron los métodos de caracterización físico-química (XRD, FTIR y SEM/EDS), que permiten identificar la estructura cristalina, la composición química y la morfología de los composites en condición inicial. Posteriormente, se describieron las pruebas de caracterización mecánica (resistencia a la flexión y microdureza Vickers), realizadas tanto en muestras iniciales como tras el envejecimiento artificial en saliva. Finalmente, se contempló la prueba de sorción en agua como un análisis complementario. Este orden metodológico responde a la necesidad de establecer primero la naturaleza estructural y composicional de los materiales, para después evaluar sus propiedades mecánicas y, finalmente, su comportamiento frente a la humedad y al envejecimiento.

7.9.1 Análisis estructural mediante Difracción de rayos X

Los difractogramas se obtuvieron utilizando un difractómetro BRUKER D8 ADVANCE (Karlsruhe, Alemania) equipado con una fuente de radiación Cu K α (λ =

1.5418 Å). La adquisición de datos se efectuó bajo la geometría Bragg–Brentano, en un rango de 20° a 60° en 2θ, con un tamaño de paso de 0.02° y un tiempo de conteo de 100s por paso. Estos parámetros se seleccionaron para garantizar una adecuada resolución de los picos de difracción y minimizar el nivel de ruido de fondo en los registros obtenidos.

Las muestras se colocaron sobre el portamuestras plano del equipo y se adquirieron los difractogramas bajo condiciones controladas de estabilidad para evitar desplazamientos. Los datos se procesaron con el software del fabricante, aplicando corrección de línea base y suavizado del perfil cuando fue necesario. La identificación de posibles fases cristalinas se realizó por comparación con la base de datos cristalográfica ICDD/PDF.

7.9.2 Espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR)

Los espectros se obtuvieron en un rango de 400–2000 cm⁻¹ utilizando un espectrómetro PerkinElmer Frontier FT-IR. Los parámetros de adquisición fueron seleccionados para asegurar una adecuada resolución espectral y una óptima relación señal-ruido, garantizando la confiabilidad de los datos para el análisis comparativo.

Los espectros y los gráficos fueron generados por el software del equipo a partir de las adquisiciones realizadas, y se emplearon directamente para la identificación de bandas representativas (C=O, C=C, C–H, C–O–C). No se efectuó cuantificación del grado de conversión.

7.9.3 Microscopía electrónica de barrido (SEM)

Con el fin de evaluar la morfología superficial y la composición elemental, las muestras fueron montadas en portamuestras de aluminio utilizando cinta de carbón

y posteriormente fueron recubiertas con una fina capa de oro para garantizar una adecuada conductividad eléctrica durante el análisis.

El análisis se realizó en un microscopio electrónico de barrido de emisión de campo (JEOL-7401F FE-SEM), bajo condiciones de alto vacío. Las micrografías se obtuvieron empleando detectores de electrones secundarios (SE, 2.0 kV) y retrodispersados (BSE/COMPO, 15.0 kV), con distancias de trabajo de 8.0–8.7 mm. Se adquirieron imágenes a aumentos de $\times 1\,000$ y $\times 5\,000$, correspondientes a escalas de 10 μm y 1 μm , respectivamente. Estas condiciones permitieron evaluar la distribución general de los rellenos en la matriz polimérica y la morfología de las partículas inorgánicas.

De manera complementaria, se efectuó el análisis de composición elemental mediante espectroscopía de dispersión de energía de rayos X (EDS) acoplada al SEM, registrando los porcentajes en peso y atómico de los elementos detectados en cada material.

Para la caracterización morfológica cuantitativa, las imágenes fueron procesadas en el software ImageJ (versión 1.51d, National Institutes of Health, Bethesda, MD, EE. UU.). Previo al conteo automático, se corrigieron manualmente los puntos de contacto entre partículas contiguas, aplicando un criterio de segmentación basado en el punto de inflexión del perfil radial de valores de gris, siguiendo la metodología descrita por Koenig et al. (2020)(94). Posteriormente, se cuantificó la distribución de tamaños y la esfericidad de las partículas aplicando el algoritmo del círculo de Bresenham (IBM, 1965)(89), lo que permitió estimar de manera eficiente la circularidad de los objetos digitales.

Finalmente, en cada material se seleccionaron 100 partículas en micrografías calibradas para estimar el porcentaje en volumen de relleno inorgánico y el rango de tamaños de partícula. Este procedimiento permitió cuantificar de manera objetiva

la fracción de refuerzo inorgánico en BC y VSC, estableciendo un punto de correlación con las propiedades mecánicas evaluadas.

7.9.4 Resistencia a la flexión

De acuerdo con las pautas establecidas por la norma ISO 4049:2019, la evaluación se llevó a cabo mediante el ensayo de flexión en tres puntos (85).

El ensayo se llevó a cabo en una máquina universal de ensayos (Instron® 5567 Universal Testing Machine; Instron Ltd., Nordwood, MA, EE. UU.), previamente calibrada. Las probetas fueron colocadas sobre dos apoyos fijos, mientras que una cruceta móvil aplicó la carga en el punto medio de la barra hasta provocar su fractura, generando una flexión controlada.

Aunque la ISO 4049:2019 establece una distancia estándar de 20 mm entre apoyos, en el presente estudio se utilizó una distancia de 12 mm (85), en concordancia con la ISO 6872:2015 (aplicable a materiales cerámicos), para ajustar el procedimiento a la longitud de las probetas fabricadas sin comprometer la validez comparativa (93). Cabe señalar que esta distancia de 12 mm está expresamente contemplada en la ISO 6872:2015 para barras de ensayo de 15 mm de longitud, por lo que el protocolo seguido en este trabajo se apega a lo estipulado en dicha norma. La velocidad de desplazamiento de la cruceta se mantuvo en 0.75 ± 0.25 mm/min, conforme a la norma, y se emplearon vigas de soporte circulares de 50 mm de longitud.

Cada muestra se sometió individualmente a carga progresiva hasta el punto de fractura. El equipo registró automáticamente la carga máxima aplicada (F , en Newtons), la cual se utilizó para calcular la resistencia a la flexión (σ) en megapascuales (MPa) mediante la siguiente fórmula:

$$\sigma = \frac{3FI}{2bh^2}$$

donde:

σ = resistencia a la flexión (MPa)

F = carga máxima aplicada en la fractura (N)

L = distancia entre apoyos (mm)

b = ancho de la probeta (mm)

h = espesor de la probeta (mm)

Este cálculo permitió obtener el valor de resistencia a la flexión para cada espécimen, considerando las dimensiones exactas de cada barra.

Si bien la ISO 4049:2019 establece únicamente el requisito mínimo de resistencia para materiales poliméricos restaurativos, la versión anterior de la norma (ISO 4049:2009) incluía un criterio adicional de aceptación: al menos 4 de 6 especímenes debían superar el valor límite especificado. Aunque este apartado fue eliminado en la actualización de 2019, en el presente estudio se consideró de manera complementaria para mantener la comparabilidad con estudios previos y confirmar el cumplimiento del umbral mínimo de 100 MPa establecido por la normativa vigente (85). La Tabla 6 resume los requisitos normativos aplicables a este estudio.

Restorative Materials		Flexural strength MPa minimum
Type 1	Class 1	80
	Class 2, Group 1	80
	Class 2, Group 2	100
	Class 3	80
Type 2 (including luting materials)	Class 1	50
	Class 2, Group 1	50
	Class 3	50

Tabla 6. Requisitos de resistencia a la flexión establecidos por la ISO 4049:2019 para materiales restaurativos a base de polímeros (tipo 1, clase 2, grupo 2: ≥ 100 MPa)

7.9.4.1 Análisis fractográfico post-flexión y composición elemental (SEM/EDS)

Como complemento a la evaluación mecánica, se seleccionaron de manera representativa dos especímenes por grupo experimental que ya habían sido fracturados durante el ensayo de flexión en tres puntos. Estas superficies se emplearon directamente para el estudio, sin requerir muestras adicionales.

Los fragmentos fueron montados en portamuestras de aluminio con cinta de carbón y recubiertos con una fina capa de oro mediante pulverización catódica, a fin de garantizar la conductividad eléctrica durante el análisis.

Las observaciones se efectuaron en un microscopio electrónico de barrido de emisión de campo (FE-SEM, JEOL JSM-7401F), bajo condiciones de alto vacío y con un voltaje de aceleración de 15 kV. Se emplearon aumentos de $\times 500$ a $\times 5000$, lo que permitió examinar tanto la superficie global de fractura como características locales: propagación de grietas, líneas de clivaje, cavidades y exposición de partículas de relleno.

De manera complementaria, se realizó un análisis composicional mediante espectroscopía de dispersión de energía de rayos X (EDS) acoplada al SEM, enfocado en la sección transversal de las zonas fracturadas. Para cada material se obtuvieron seis espectros en diferentes regiones, seleccionándose uno representativo por grupo experimental para su presentación en los Resultados. Este análisis permitió identificar los elementos mayoritarios de la fase inorgánica (Si, Ba, Al, O) y confirmar la proporción relativa de matriz orgánica (C) expuesta tras la fractura, empleando para el procesamiento de datos el software analítico integrado del propio equipo SEM/EDS.

7.9.5 Microdureza Vickers

Se evaluó en un microdurómetro HMV-2 (Shimadzu Corporation, Kioto, Japón), siguiendo las recomendaciones de la norma ASTM C1327 (97). Se prepararon dos muestras adicionales por grupo experimental y en cada una se realizaron diez indentaciones dispuestas en forma de cruz (cinco verticales y cinco horizontales) (Figura 22). La carga aplicada fue de 9.81 N (equivalente a 1 kgf) con un tiempo de aplicación de 15 s. Para garantizar independencia entre las mediciones, la separación mínima entre indentaciones se estableció en cuatro veces la diagonal media de la huella ($4 \times D$). Se descartaron las impresiones que presentaron asimetría o que se ubicaron en los bordes de las probetas.

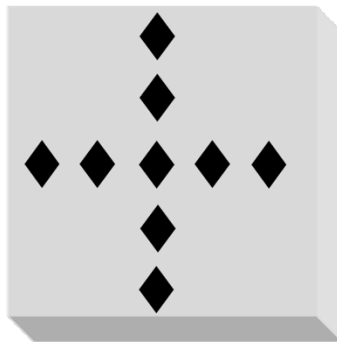


Figura 22. Esquema representativo de la distribución de las indentaciones Vickers en cada muestra.

Las diagonales mayores de cada huella (d_1 y d_2) se midieron mediante microscopía óptica y se calculó el valor de dureza Vickers (HV) utilizando la expresión:

$$HV = \frac{1.854 F}{D^2}$$

donde:

HV = número de dureza Vickers

F = carga aplicada (N)

D = diagonal media de la huella, calculada como $(d_1 + d_2)/2$ (mm)

En este estudio, aunque la carga aplicada se programó en Newtons (9.81 N), el equipo convierte automáticamente este valor a kilogramos-fuerza (1 kgf) para el cálculo, por lo que los resultados se reportaron directamente en HV (kgf/mm²), sin necesidad de emplear el factor de conversión (0.102).

El valor de microdureza de cada muestra correspondió al promedio de sus diez mediciones. En total se obtuvieron 20 valores por grupo experimental, lo que permitió asegurar precisión y reproducibilidad en la caracterización de la dureza de los materiales.

La unidad experimental fue el espécimen. Para cada espécimen se calculó la media de HV a partir de sus 10 indentaciones (réplicas técnicas), así como su DE intra-espécimen (precisión técnica). Con $n = 2$ especímenes por grupo, el tamaño muestral no permite inferencia estadística robusta; por ello, la microdureza se reporta de forma descriptiva (media y DE entre especímenes, rango de las medias por espécimen) y la variabilidad intra-espécimen (DE de las 10 indentaciones). No se aplicaron pruebas de hipótesis.

7.9.6 Envejecimiento artificial

Dado que la norma ISO 4049:2019 no establece un protocolo específico para el envejecimiento en saliva artificial, se adoptó un procedimiento basado en reportes previos de Palacios et al. (2021) y Başak et al. (2025) (98,99). La solución se preparó en el laboratorio con la siguiente composición por litro: NaCl 1.28568 g; MgCl₂·6H₂O 0.0320 g; CaCl₂·2H₂O 0.07945 g; KCl 0.29857 g; KOH 0.897 g; H₃PO₄ 472 µL, ajustando el pH a valores fisiológicos (≈ 7.0) (Tabla 7). Esta formulación se basó en la descripción de la composición iónica de la saliva propuesta por Ten Cate et al (100). La solución se renovó semanalmente para evitar saturación iónica y cambios significativos de pH.

Los especímenes permanecieron sumergidos durante 3 y 6 meses. Estos intervalos se seleccionaron considerando que estudios previos han reportado modificaciones relevantes en propiedades mecánicas tras un mes de inmersión; por lo tanto, se amplió el periodo experimental para obtener un panorama más completo de los posibles cambios a largo plazo.

Tabla 7. Condiciones experimentales para el envejecimiento artificial en saliva simulada.

Condición	Detalle
Composición de la saliva artificial (g/L)	NaCl 1.28568; MgCl ₂ ·6H ₂ O 0.0320; CaCl ₂ ·2H ₂ O 0.07945; KCl 0.29857; KOH 0.897; H ₃ PO ₄ 472 µL
pH inicial	Ajustado a fisiológico (~7.0)
Temperatura de almacenamiento	37 °C
Recipiente	Tubos de ensayo individuales, con inmersión completa de cada espécimen
Renovación de la solución	Semanal, para evitar saturación y cambios de pH/ionicidad
Tiempos de envejecimiento	3 y 6 meses
Tratamiento posterior	Enjuague con agua destilada y secado con papel absorbente libre de fibras antes de las pruebas de caracterización

Posterior a cada intervalo, las muestras se enjuagaron con agua destilada, se secaron suavemente con papel absorbente libre de fibras y se sometieron a las pruebas de caracterización correspondientes.

Al finalizar cada periodo de envejecimiento (3 y 6 meses), los especímenes se asignaron de la siguiente manera: para la prueba de resistencia a la flexión se destinaron seis muestras en cada intervalo (n=6 a los 3 meses y n=6 a los 6 meses); para la determinación de microdureza Vickers se emplearon dos muestras por intervalo (n=2 a los 3 meses y n=2 a los 6 meses); y para el análisis microestructural mediante SEM/EDS se utilizó una muestra en cada tiempo (n=1 a los 3 meses y n=1 a los 6 meses), siguiendo el protocolo experimental establecido.

7.9.7 Prueba de sorción de agua

La determinación de la sorción de agua se realizó conforme a la norma ISO 4049:2019, complementada con la metodología descrita por Sodeyama et al. (2021) y las especificaciones técnicas de uno de los fabricantes (Coltene) (101,102).

Los especímenes previamente confeccionados se secaron en un desecador con gel de sílice a 37 ± 1 °C durante 22 h, seguido de 2 h a 23 ± 1 °C. Este ciclo se repitió hasta alcanzar un peso constante, definido como una variación menor a 0,1 mg entre dos pesadas consecutivas. El valor obtenido se registró como m_1 (masa inicial).

Posteriormente, las muestras se sumergieron individualmente en agua destilada a 37 ± 1 °C durante 7 días en recipientes herméticamente cerrados. Al concluir el periodo de inmersión, los especímenes se retiraron, se secaron suavemente con papel absorbente libre de fibras y se pesaron de inmediato, obteniéndose la masa húmeda (m_2).

A continuación, los especímenes se reintrodujeron en el desecador bajo las mismas condiciones iniciales hasta alcanzar nuevamente peso constante. Este valor se registró como m_3 . El volumen (V) de cada muestra (mm^3) se calculó a partir de las dimensiones previamente determinadas ($15 \times 4 \times 1.5$ mm) mediante calibrador digital de precisión ($\pm 0,01$ mm) (Horex, Hoffmann Group, Tokio, Japón).

La sorción de agua (W_{sp}) se calculó utilizando la siguiente fórmula establecida en la ISO 4049, expresadas en $\mu\text{g}/\text{mm}^3$:

$$W_{sp} = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

donde:

m_1 = masa inicial seca (μg)

m_2 = masa tras la inmersión en agua (μg)

m_3 = masa final tras el resecado (μg)

V = volumen del espécimen (mm³).

Este procedimiento permitió cuantificar la ganancia de masa atribuida a la sorción de agua y la pérdida de componentes solubles en medio acuoso, parámetros que reflejan la estabilidad y el comportamiento clínico esperado de los materiales evaluados.

7.10 Análisis estadístico

El análisis estadístico de los datos recolectados se realizó utilizando Microsoft Excel 365 para el cálculo de estadísticas descriptivas, incluyendo promedio, desviación estándar, rango mínimo, coeficiente de variación y cambio porcentual, así como para la organización inicial de los datos.

La evaluación de la normalidad de las distribuciones se llevó a cabo mediante la prueba de Shapiro-Wilk y la inspección gráfica a través de histogramas y gráficos de probabilidad (QQ-plot), empleando para ello el software Jamovi (Versión 2.4.8) y OriginPro (Versión 2023b).

Para la condición inicial, los valores de resistencia a la flexión entre los dos materiales se compararon mediante la prueba t de Student para muestras independientes. En el caso de la microdureza inicial, los resultados se reportaron únicamente de manera descriptiva.

Para el envejecimiento artificial, los resultados de resistencia a la flexión se analizaron mediante un ANOVA bifactorial (Material × Tiempo: 0, 3 y 6 meses), considerando la media por espécimen como unidad experimental (n = 6 por celda en los grupos envejecidos). Cuando se detectaron diferencias significativas, se realizaron comparaciones post hoc con la prueba de Tukey, verificando previamente los supuestos de normalidad de residuos y homogeneidad de varianzas. En el caso

de la microdureza tras el envejecimiento, los datos también se presentaron de forma descriptiva, sin aplicar pruebas de hipótesis.

En todos los casos se consideró un valor de $p < 0.05$ como criterio de significancia estadística. Adicionalmente, se calcularon intervalos de confianza al 95 % (IC95 %) para representar gráficamente la precisión de las medias, sin utilizarlos como criterio inferencial. Se calcularon a partir de la media de cada grupo mediante la distribución t de Student, utilizando el error estándar de la media (DE/\sqrt{n}) y los grados de libertad correspondientes. El software Jamovi y OriginPro aplicaron este procedimiento de manera automática tras verificar la normalidad de los datos. Los resultados descriptivos y comparativos se representaron también mediante gráficos de dispersión y de barras para respaldar visualmente los hallazgos. Los resultados obtenidos en la caracterización descriptiva (XRD, FTIR, SEM/EDS) se presentaron de manera cualitativa, sin análisis estadístico inferencial.

7.11 Aspectos éticos

Este estudio es de tipo experimental in vitro, por lo que no involucró la participación de seres humanos ni de animales. Por esta razón, no fue necesaria la aprobación por parte de un comité de ética en investigación. Todos los procedimientos se llevaron a cabo conforme a las normativas vigentes de seguridad y manejo en laboratorio de la Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Chihuahua y del Centro de Investigación en Materiales Avanzados (CIMAV).

La adquisición de los materiales se realizó a través de canales comerciales oficiales, y su manipulación y disposición final se efectuó siguiendo las recomendaciones del fabricante y las políticas institucionales, garantizando que no se generara riesgo para la salud ni para el medio ambiente. Asimismo, el estudio se desarrolló respetando los principios éticos de la investigación establecidos en la Declaración de Helsinki (última revisión, Fortaleza, 2013), adaptados a la naturaleza de un estudio in vitro(103).

8. RESULTADOS

8.1 Análisis estructural mediante difracción de rayos X

Los patrones de XRD obtenidos para BC y VSC (Figura 23) mostraron perfiles caracterizados por la ausencia de picos definidos y la presencia de un halo ancho y difuso en el intervalo de 15° y 35° (2θ). Este comportamiento es típico de materiales con estructura amorfa, en los cuales no existe orden cristalino a largo alcance, como ocurre en las matrices poliméricas de los composites.

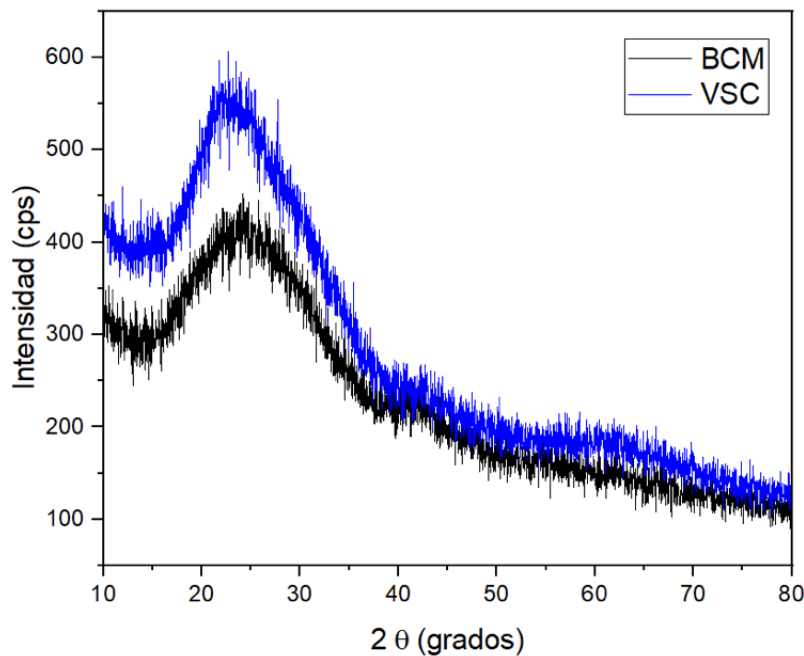


Figura 23. Patrones de difracción de rayos X de BC y VSC, mostrando un halo difuso entre 15° y 35° (2θ), característico de materiales amorfos.

En ambos materiales se observó un halo de difracción similar, aunque en VSC se observa una intensidad ligeramente mayor. No se detectaron picos cristalinos en ninguno de los composites. lo que refleja patrones característicos de materiales amorfos.

En consecuencia, los resultados sugieren que tanto BC como VSC poseen una naturaleza predominantemente amorfa, atribuida a la combinación de la matriz polimérica y el relleno vítreo. Dada la ausencia de picos cristalinos discernibles, no fue posible realizar una estimación cuantitativa del grado de cristalinidad.

8.2 Espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR)

En los espectros FTIR de VSC y BC (Figura 24) se identificaron bandas características de matrices poliméricas basadas en resinas metacrílicas. Destacan el estiramiento carbonílico C=O ($\sim 1730\text{ cm}^{-1}$), la señal atribuible a dobles enlaces C=C ($\sim 1626\text{ cm}^{-1}$), y las vibraciones de deformación C-H ($1600\text{--}1500\text{ cm}^{-1}$), relacionadas con posibles monómeros aromáticos. También se observaron estiramientos C-O-C ($1250\text{--}1000\text{ cm}^{-1}$), además de una banda definida cercana a 1190 cm^{-1} , asociada al grupo C-O.

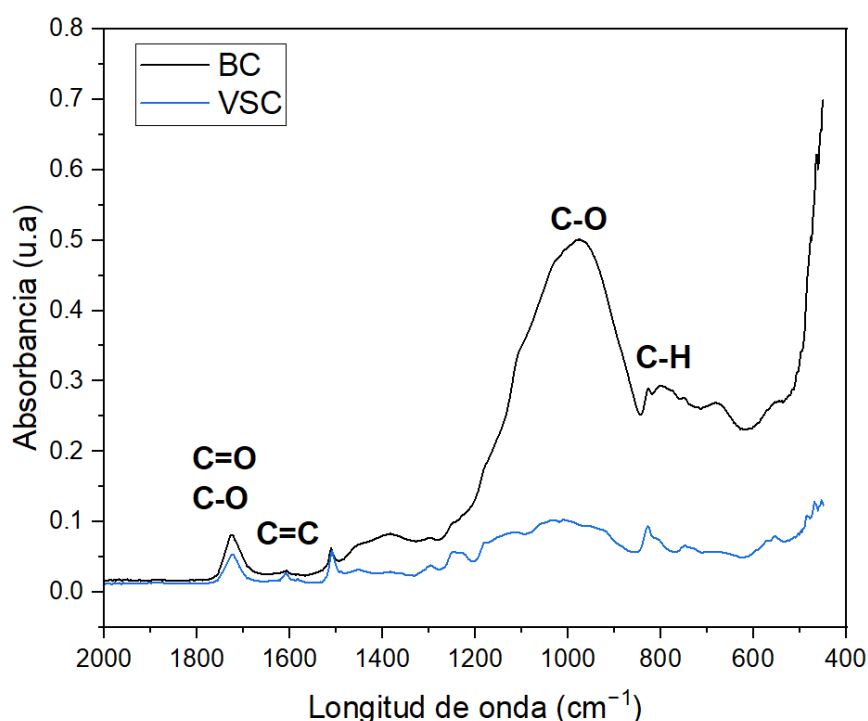


Figura 24. Espectros FTIR de Brilliant Crios y VarseoSmile Crown plus, mostrando bandas características de resinas metacrílicas.

El patrón espectroscópico confirma la naturaleza polimérica de ambos materiales, consistente con resinas metacrílicas reticuladas. No se observaron diferencias cualitativas relevantes, aunque BC presentó mayor intensidad relativa en varias bandas, lo que sugiere una mayor proporción de fase orgánica en comparación con VSC (Tabla 8).

Tabla 8. Posiciones, grupos funcionales y asignaciones vibracionales características en los espectros FTIR de VSC y BC

Número de onda (cm ⁻¹)	Grupo funcional	Tipo de vibración	Observación
~1730	Carbonilo (C=O)	Estiramiento	Presentes en ambos , mayor intensidad en BC
~1626	Dobles enlaces (C=C)	Estiramiento	Presentes en ambas , asociada a restos de monómeros no polimerizados
1600-1500	Aromaticos (C-H)	Deformación	Presentes en ambos , señal débil, común en matrices con monómeros aromáticos
~1190	Éter (C-O)	Estiramiento	Presentes en ambos . Banda definida dentro de la región C-O
1250-1000	Éteres (C-O-C)	Estiramiento asimétrico/ simétrico	Presentes en ambos , bandas intensas, características de la matriz polimérica

8.3 Microscopía electrónica de barrido (SEM)

Las micrografías SEM de BC y VSC mostraron microestructuras compuestas por una matriz polimérica continua con partículas de relleno inorgánico (fillers) distribuidas en diferentes proporciones. En ambas muestras, la matriz se observó como una fase gris uniforme, mientras que las partículas inorgánicas se identificaron como regiones brillantes de mayor contraste, correspondientes a fases con mayor número atómico (Figura 25 y Figura 26).

En BC, las imágenes con aumentos de $\times 1\ 000$ y $\times 5\ 000$ revelaron partículas de relleno con distribución relativamente uniforme, morfología predominantemente esférica y tamaño homogéneo, con mayor densidad aparente que en VSC. El análisis EDS confirmó una composición dominada por oxígeno (41.29% en peso) y carbono (23.13%), junto con sílice (18.88%) y bario (13.03%), además de trazas de aluminio, calcio y fósforo (Figura 25). Esta composición refleja la presencia de una matriz orgánica reforzada con fases inorgánicas de naturaleza vítrea y radiopaca.

En VSC, las micrografías evidenciaron una microestructura con menor cantidad relativa de relleno inorgánico y mayor proporción de matriz orgánica en comparación con BC. Aumentos de $\times 1\ 000$ y $\times 5\ 000$ permitieron observar rellenos dispersos con variaciones en tamaño y esfericidad, embebidos en la fase polimérica. El espectro EDS mostró un predominio de carbono (57.49% en peso) y oxígeno (26.64%), con cantidades menores de sílice (6.47%) y bario (7.89%), además de trazas de aluminio (Figura 26).

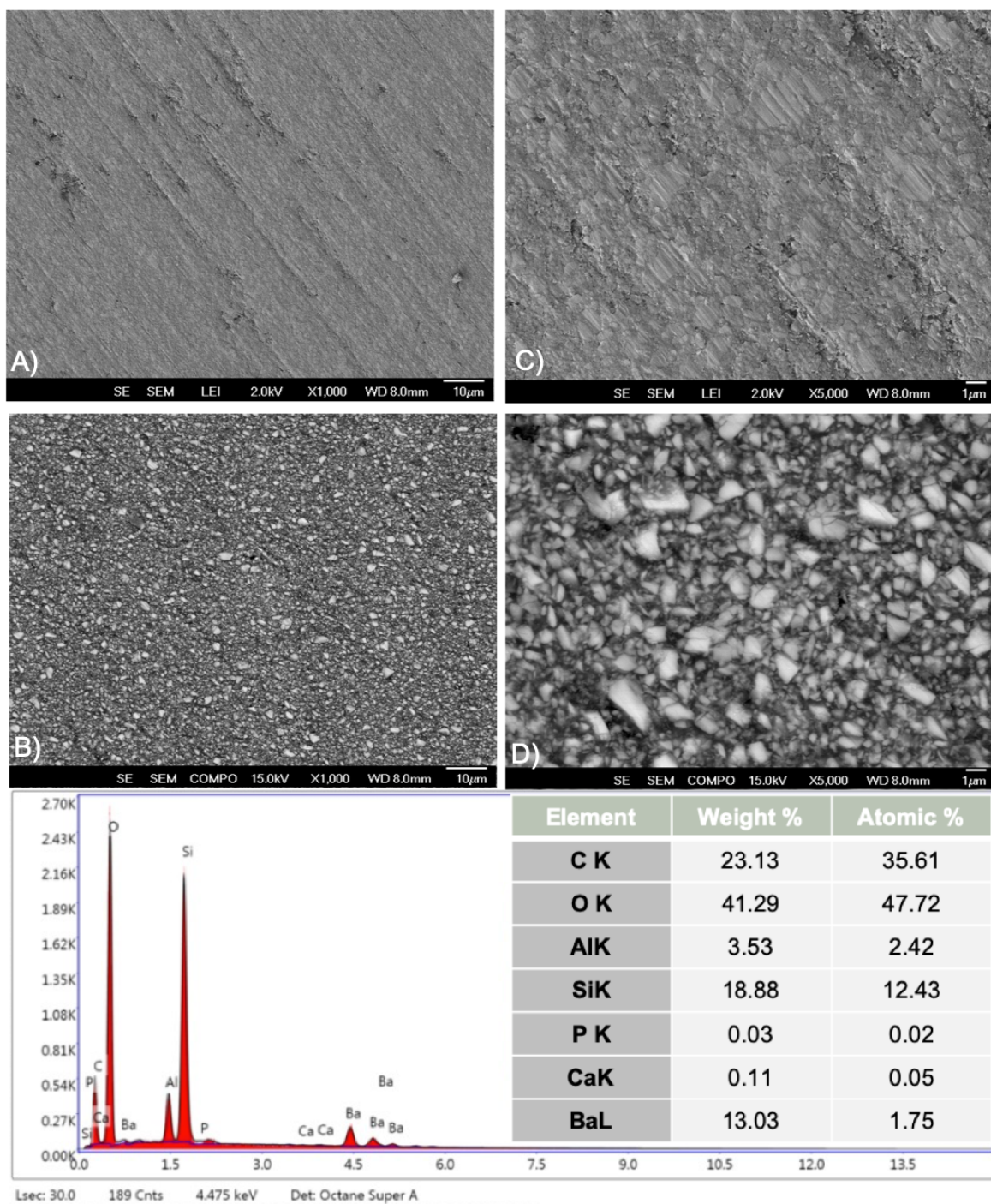


Figura 25. Micrografías SEM de BC a $\times 1\,000$ (A, B) y $\times 5\,000$ (C, D). Se observa una matriz polimérica con distribución homogénea de partículas de relleno inorgánico. En la parte inferior se muestra el espectro EDS y la composición elemental correspondiente.

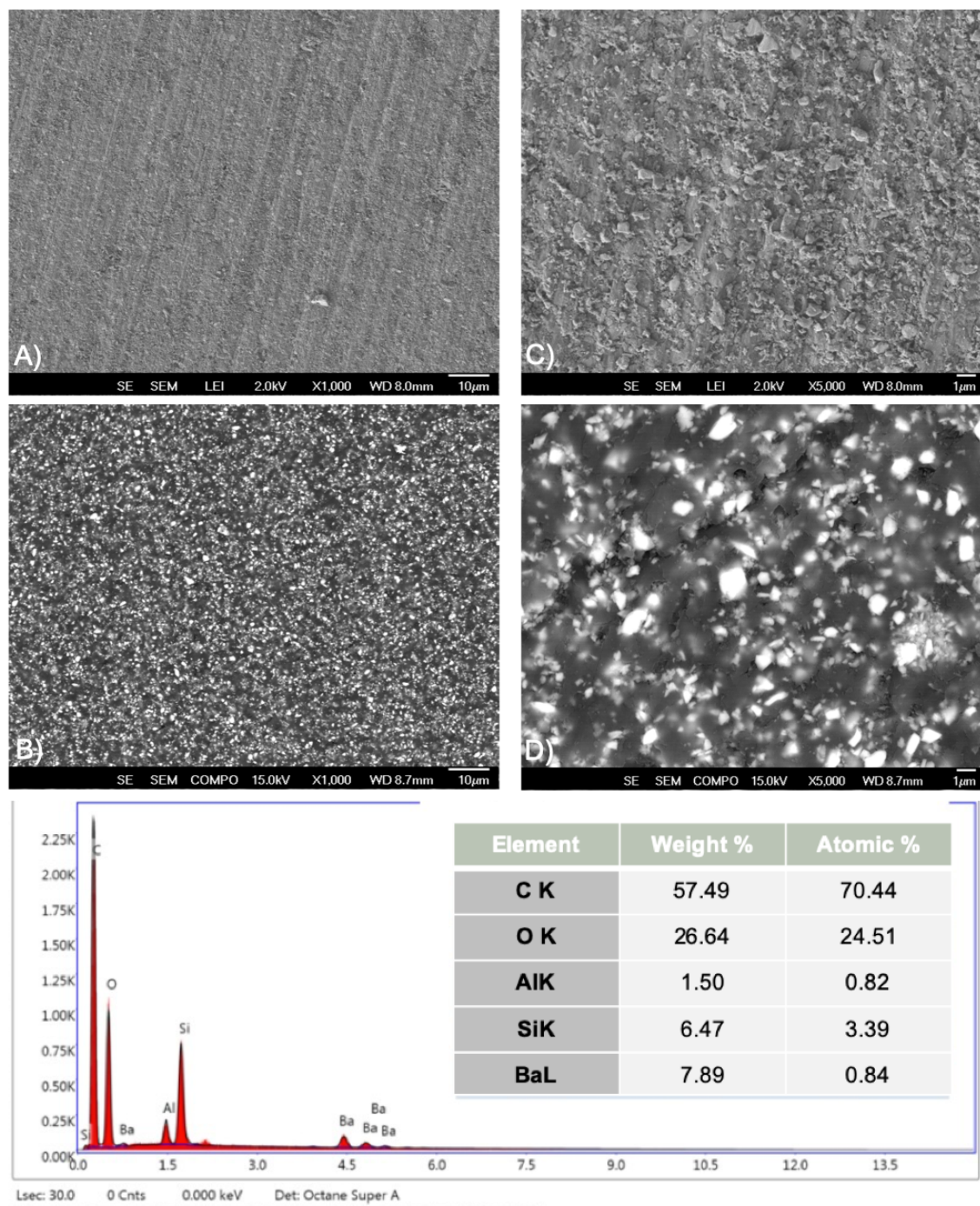


Figura 26. Micrografías SEM de VSC a $\times 1\,000$ (A, B) y $\times 5\,000$ (C, D). Se observa la matriz polimérica con partículas de relleno inorgánico en menor densidad relativa que en BC. En la parte inferior se muestra el espectro EDS y la composición elemental correspondiente.

8.3.1 Caracterización morfológica cuantitativa

Los resultados del análisis cuantitativo de la fracción inorgánica, realizado a partir de micrográficas SEM calibradas, mostró diferencias notables entre los materiales evaluados. En BC, el contenido de relleno inorgánico se estimó entre 65 y 72 % en volumen, con partículas de morfología homogénea y un rango de tamaños comprendido entre 155 nm y 8 μm .

En contraste, VSC presentó un menor contenido de fase inorgánica, con valores de 23 a 51 % en volumen, y partículas de menor dimensión, con un rango de 141 nm a 2 μm (Tabla 9).

Tabla 9. Porcentaje en volumen y rango de tamaños de partículas de relleno en BC y VSC, obtenidos mediante análisis con el software ImageJ a partir de micrográficas SEM calibradas.

Material	% relleno inorgánico	Rango de tamaño de partícula
BC	65- 72%	155 nm – 8 μm
VSC	23 – 51%	141 nm – 2 μm

Estos resultados indican que, en esta muestra, BC presenta una mayor proporción de refuerzo vítreo y partículas de mayor tamaño, mientras que VSC evidencia una fracción orgánica más elevada y un relleno de menor dimensión. La Figura 27 muestra un ejemplo del procedimiento de conteo de partículas realizado con ImageJ.

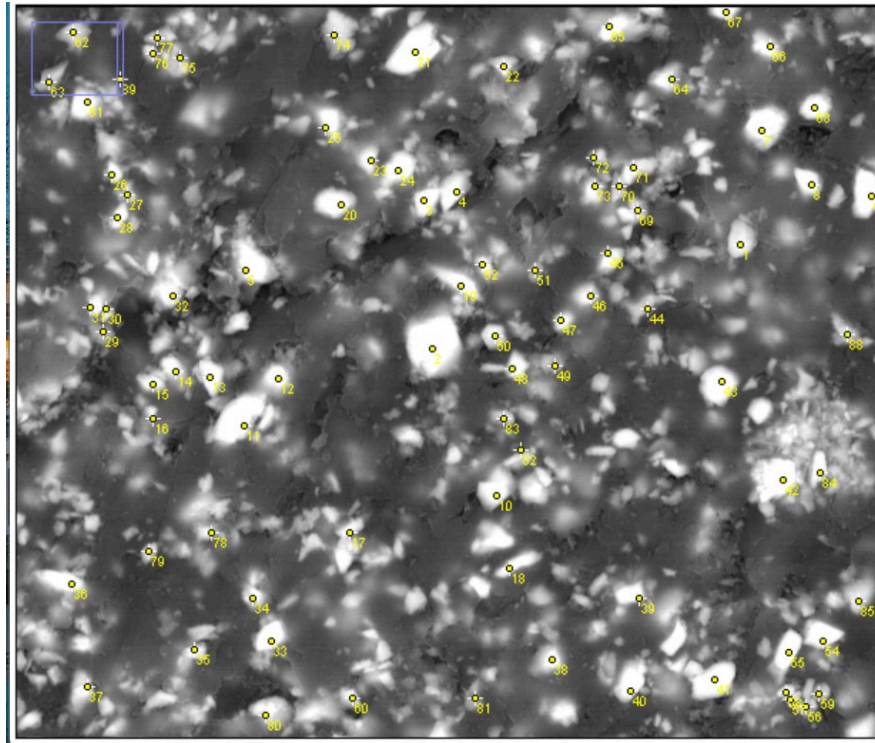


Figura 27. Ejemplo de caracterización morfológica cuantitativa en VSC mediante ImageJ. Se seleccionaron 100 partículas en una micrografía calibrada para determinar el porcentaje de relleno y el rango de tamaños.

8.4 Resistencia a la flexión

Los resultados individuales y estadísticos se presentan en la Tabla 10, Tabla 11 y Tabla 12. De manera preliminar, los valores medios sugieren un comportamiento mecánico superior para el grupo fresado BC en comparación con el grupo impreso VSC (Figura 28).

Tabla 10. Resultados individuales de carga máxima (N) y resistencia a la flexión (MPa) en el grupos VSC.

VarseoSmile Crown Plus (VSC)		
Muestra	Carga máxima (N)	Resistencia a la flexión (MPa)
Barra 1	59.11	118.23
Barra 2	59.99	119.98
Barra 3	61.66	123.31
Barra 4	60.17	120.34
Barra 5	59.73	119.45
Barra 6	60.74	121.47

Tabla 11. Resultados individuales de carga máxima (N) y resistencia a la flexión (MPa) en el grupo BC.

Brilliant Crios (BC)		
Muestra	Carga máxima (N)	Resistencia a la flexión (MPa)
Barra 1	84.08	168.15
Barra 2	84.62	169.23
Barra 3	86.34	172.67
Barra 4	85.72	171.43
Barra 5	84.78	169.56
Barra 6	85.57	171.13

Tabla 12. Estadísticos descriptivos de la resistencia a la flexión (MPa) en los dos materiales.

Grupo	Media (MPa)	DE (MPa)	Rango (min-max) (MPa)	Coeficiente de variación (%)
BC	170.36	1.67	168.15 – 172.67	0.98
VSC	120.92	1.75	118.23 – 123.31	1.46

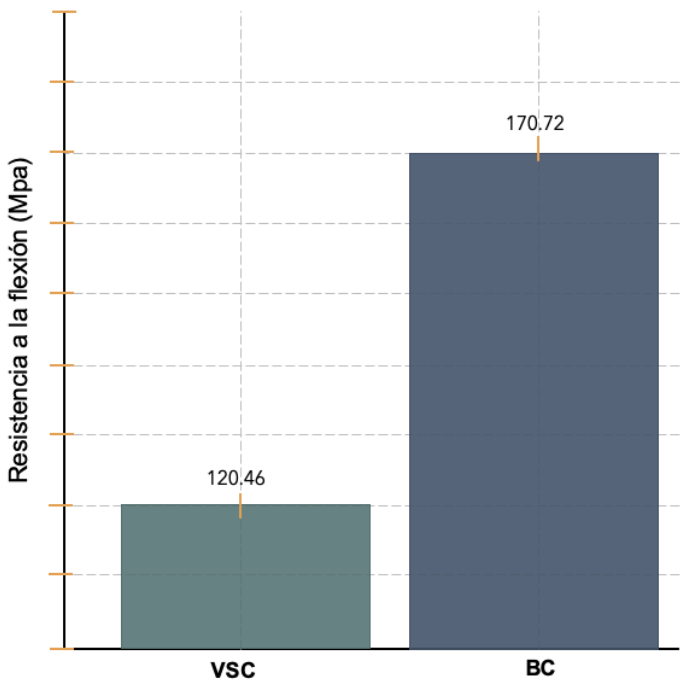


Figura 28. Comparación de los valores medios de resistencia a la flexión entre VSC y BC.

Para garantizar la validez del análisis comparativo, se procedió inicialmente a verificar la normalidad de los datos mediante la prueba de **Shapiro-Wilk**. Ambos grupos mostraron una distribución normal ($p > 0.05$), lo cual fue corroborado visualmente mediante los gráficos QQ-plot y los histogramas presentados en la Figura 29, donde se observa una alineación adecuada con la curva teórica de normalidad.

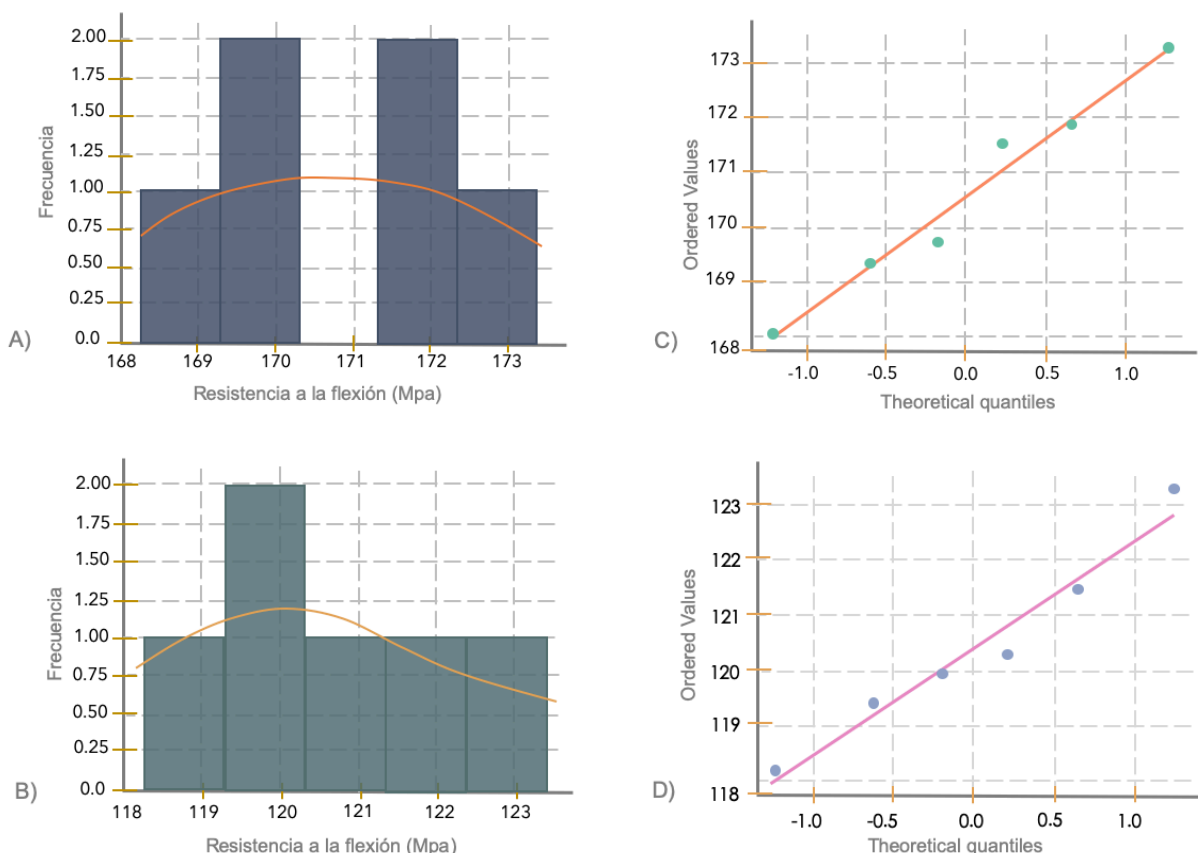


Figura 29. Histogramas de distribución (A, C) y gráficos QQ-plot (B, D) para los valores de resistencia a la flexión en Brilliant Crios (A–B) y VarseoSmile Crown Plus (C–D). Los resultados muestran alineación con la distribución normal, en concordancia con la prueba de Shapiro–Wilk ($p > 0.05$)

La comparación entre grupos mediante la prueba t de Student para muestras independientes evidenció una diferencia estadísticamente significativa ($t = -50.53$; $p < 0.001$). El grupo fresado BC presentó una media de 170.1 ± 6.4 MPa, mientras que el grupo VSC mostró una media de 120.3 ± 5.7 Mpa. La diferencia se calculó

como (VSC - BC), indicando valores inferiores para VSC. Estos hallazgos se ilustran en la Figura 30, donde se representan las medias y desviaciones estándar de cada grupo. La diferencia estadística significativa se señala mediante la anotación del nivel de significancia ($p < 0.001$), destacando la superioridad de la resistencia a la flexión en BC respecto a VSC.

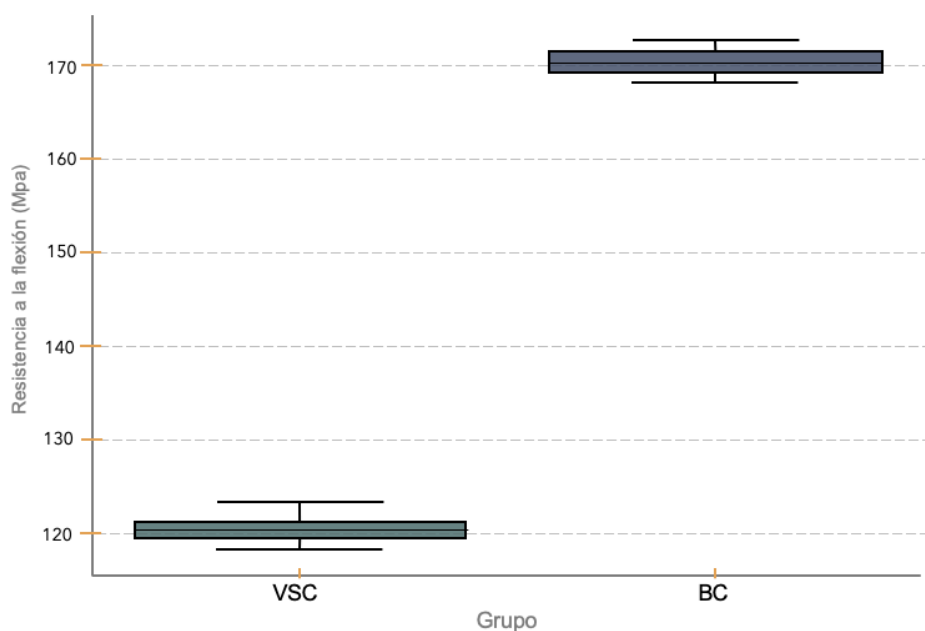


Figura 30. Comparación de la resistencia a la flexión entre VSC y BC mediante boxplot. Se observa mayor mediana y rango intercuartílico en BC ($p < 0.001$; prueba t de Student).

De manera complementaria, los valores obtenidos fueron contrastados con los criterios mínimos de la ISO 4049:2009, confirmando que ambos materiales superan ampliamente el umbral de 100 MPa exigido para composites Tipo 1, Clase 2, Grupo 2.

Cabe destacar que la versión ISO 4049:2009 incluía un criterio adicional, al menos 4 de 5 especímenes debían superar el umbral, el cual fue eliminado en la actualización ISO 4049:2019. Los resultados del presente estudio cumplen también con dicho criterio histórico, reforzando la conformidad normativa de ambos materiales (Tabla 13).

Tabla 13. Comparación entre ISO 4049:2009 e ISO 4049:2019 en lo referente a la resistencia a la flexión.

Criterio	ISO 4049: 2009	ISO 4049: 2019
Valores mínimos de flexión	Tipo 1 – Clase 2, Grupo 2: ≥ 100 MPa	Se mantiene el criterio de resistencia ≥ 100 MPa
Número de especímenes	Conforme si ≥ 4 de 6 superan el valor mínimo	Este criterio adicional ya no está presente en la versión 2019

8.4.1 Análisis fractográfico post-flexión y composición elemental (SEM/EDS)

El análisis de las superficies fracturadas tras las pruebas de resistencia a la flexión permitió identificar patrones característicos de cada material.

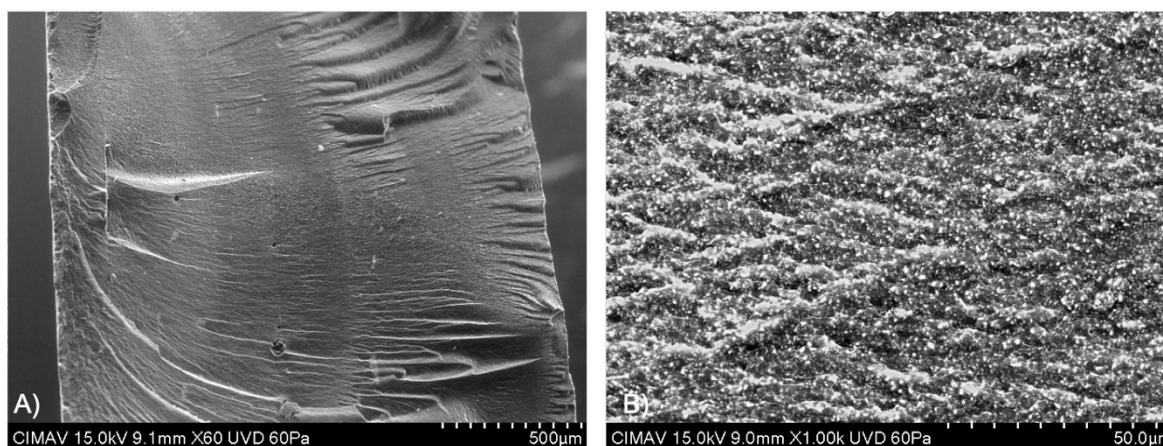


Figura 31. Micrografías SEM de superficie de fractura en Brilliant Crios (BC1). A) Zona inicial de fractura con superficie relativamente lisa; B) Propagación del esfuerzo y líneas de clivaje en superficie rugosa ($\times 5000$).

En BC, las micrografías del grupo BC1 evidenciaron zonas relativamente lisas que corresponden al inicio de la fractura, seguidas por regiones más rugosas y heterogéneas donde se aprecia la propagación del esfuerzo y la presencia de líneas de clivaje (Figura 31). En el grupo BC2, las superficies presentaron una mayor complejidad, con áreas de marcada rugosidad, cavidades, microgrietas y

desprendimiento de partículas, evidenciando un patrón de fractura predominantemente frágil (Figura 32).

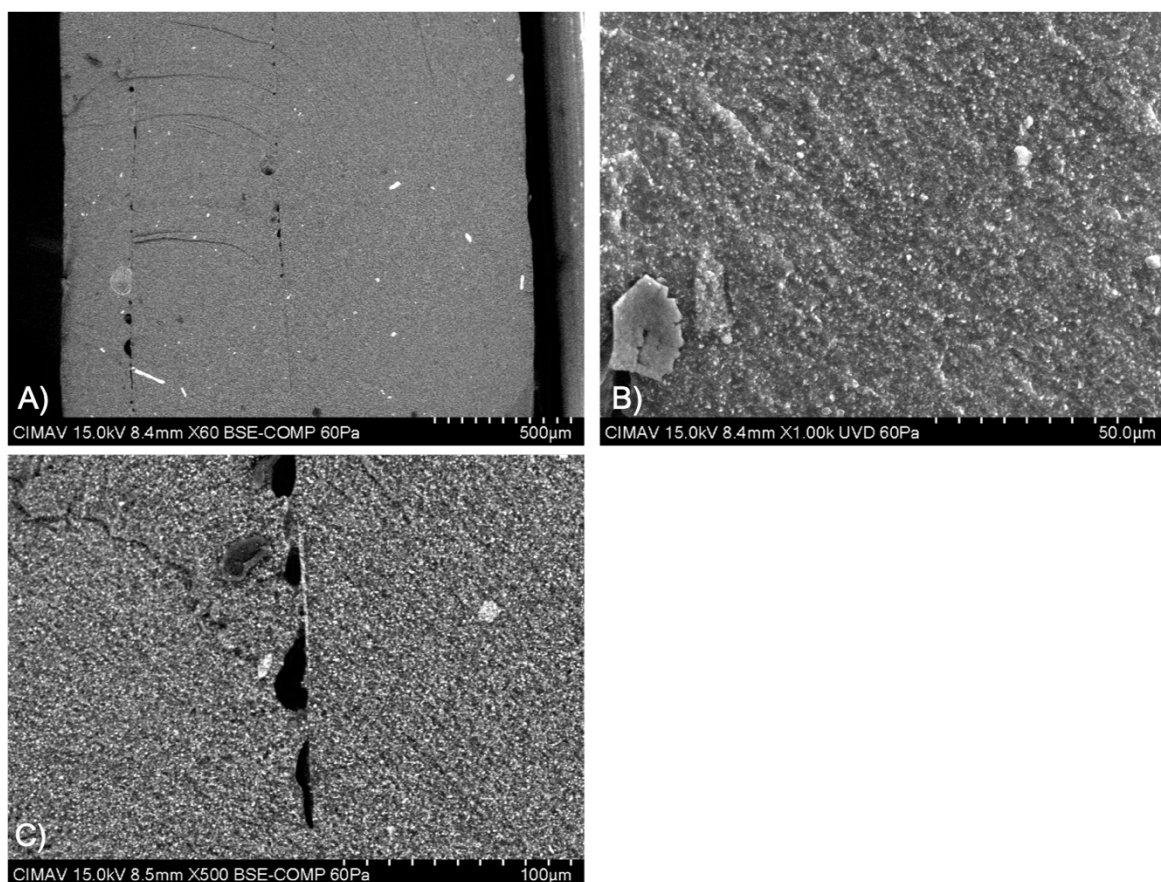


Figura 32. Micrografías SEM de superficie de fractura en BC2: superficies rugosas con cavidades, microgrietas y desprendimiento de partículas ($\times 5000$).

En el caso de VSC, las muestras del grupo VSC1 presentaron superficies de fractura más heterogéneas, con propagación de grietas a través de la matriz y exposición de partículas desprendidas del relleno. Las micrografías de VSC2 confirmaron este comportamiento, mostrando grietas profundas, pérdida de adhesión matriz–relleno y superficies irregulares con relleno inorgánico expuesto (Figura 33).

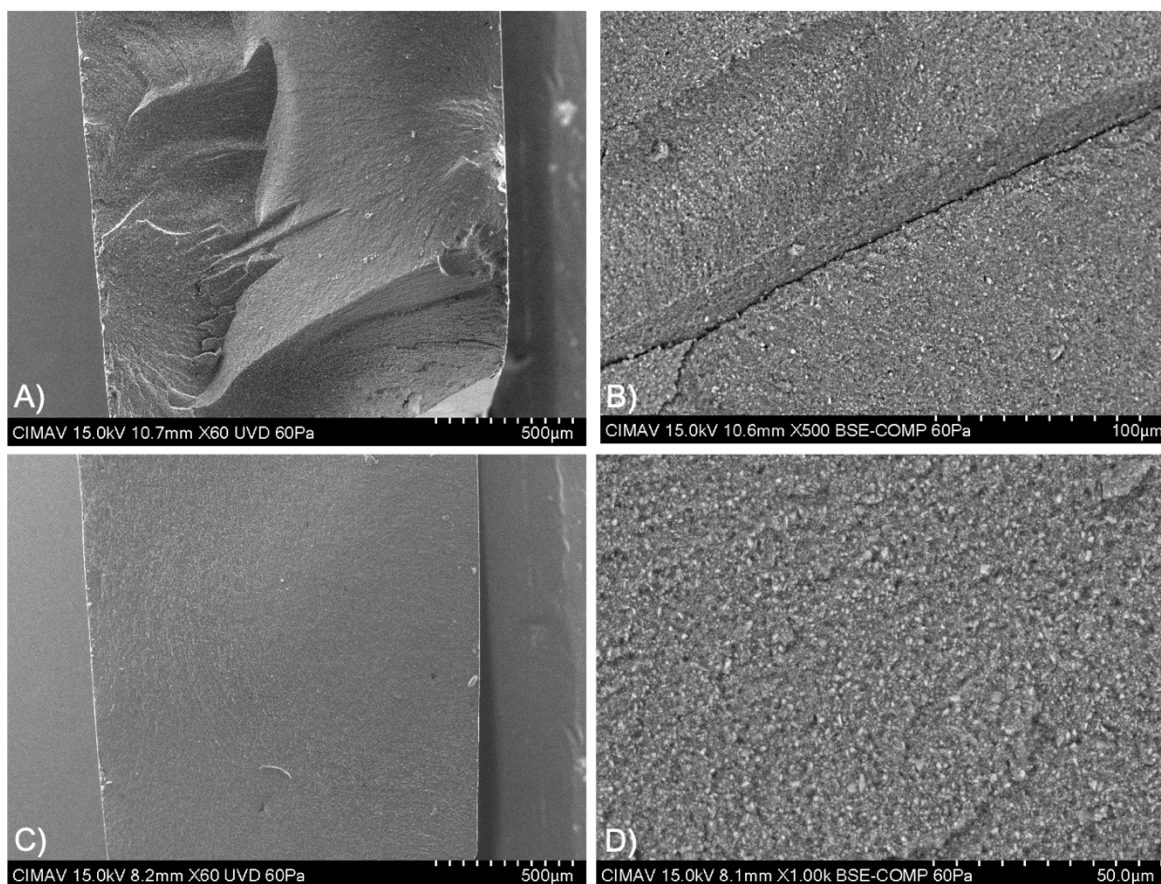


Figura 33. Micrografías SEM de superficie de fractura en VSC: A–B) VSC1 con grietas en la matriz y exposición de partículas; C–D) VSC2 con grietas profundas y pérdida de adhesión matriz–relleno ($\times 5000$).

El EDS en la sección transversal de las zonas fracturadas mostró, en BC, un espectro caracterizado por oxígeno, carbono, sílice, bario y aluminio, confirmando la exposición de la fase inorgánica de relleno durante la fractura (Figura 34). En VSC, el espectro reveló una mayor proporción relativa de fase orgánica, aunque también con partículas inorgánicas expuestas, en concordancia con lo observado morfológicamente (Figura 35).

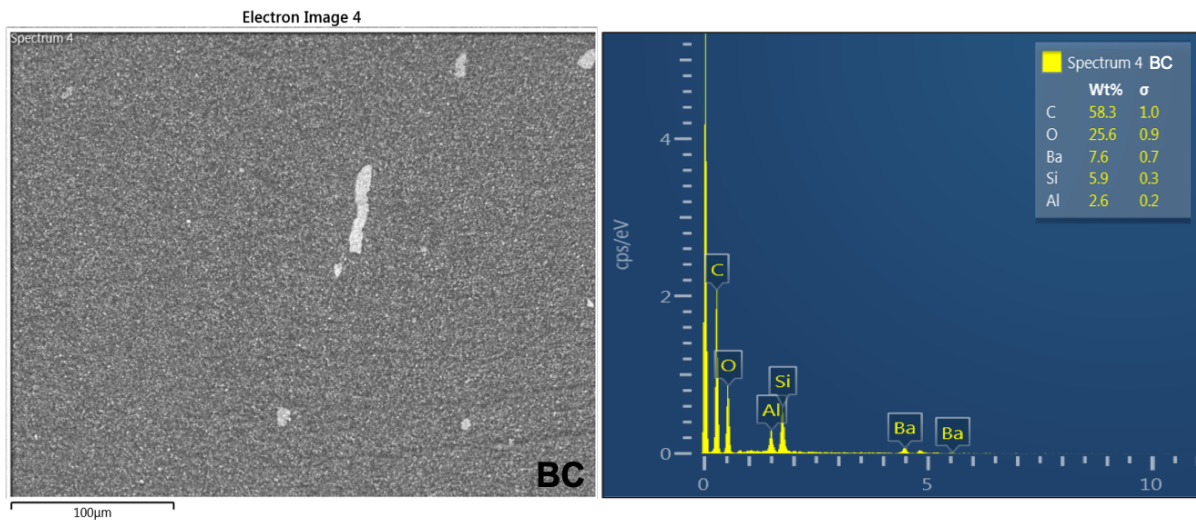


Figura 34. Espectro EDS composicional en la sección transversal de fractura, representativo de BC mostrando la presencia de O, C, Si, Ba y Al.

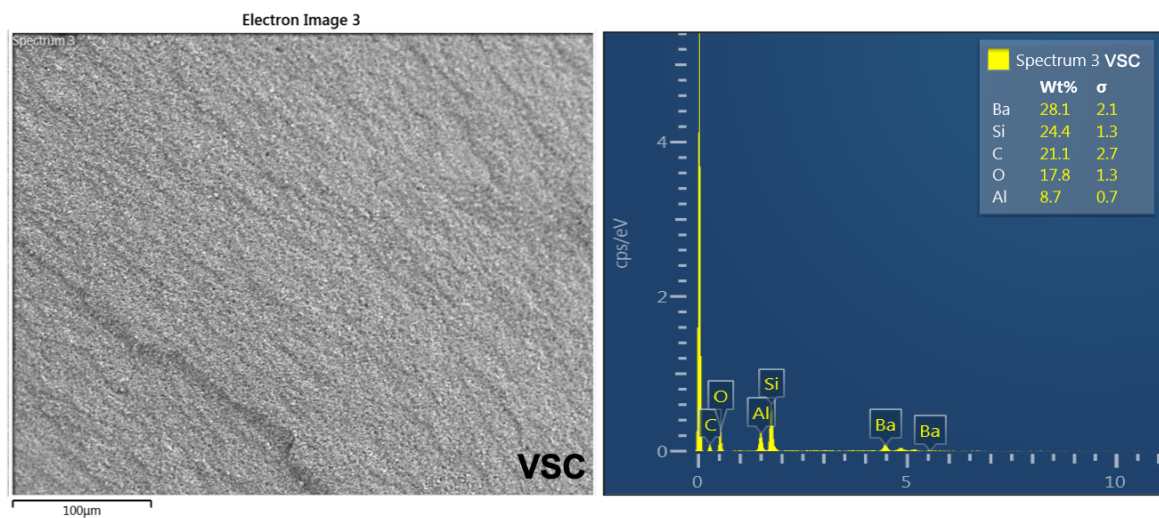


Figura 35. Espectro EDS composicional en la sección transversal de fractura, representativo de VSC evidenciando mayor proporción relativa de fase orgánica con exposición de partículas inorgánicas (100 µm).

8.5 Microdureza Vickers

La microdureza se reporta de manera descriptiva debido al tamaño muestral ($n=2$). Para cada grupo se presenta la media de HV (promedio de las medias por espécimen), la DE entre especímenes, el rango de medias por espécimen y la variabilidad intra-especimen. Las diferencias entre materiales/tiempos deben interpretarse como exploratorias.

La Figura 36 muestra los valores obtenidos por espécimen; cada línea representa una muestra y cada punto corresponde a la microdureza registrada en una indentación individual.

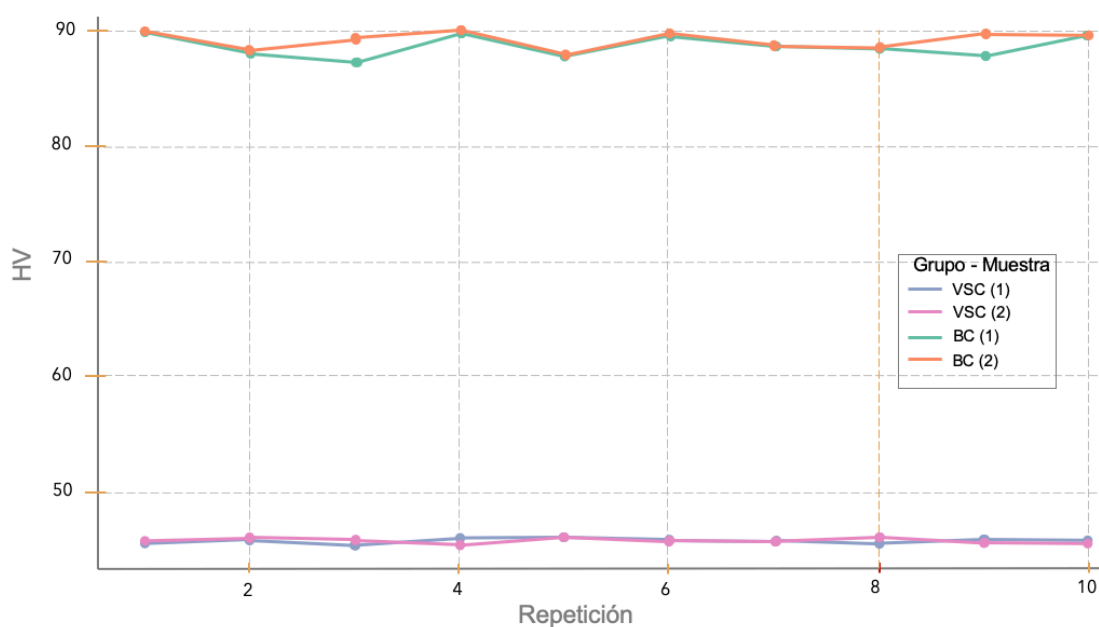


Figura 36. Valores de microdureza Vickers por espécimen. Cada punto corresponde al valor individual en un espécimen.

Los estadísticos descriptivos se muestran en la Tabla 14. El material BC registró un promedio de 88.78 HV con una desviación estándar entre especímenes de 0.87 HV, mientras que VSC presentó un promedio de 45.86 HV y una desviación estándar de 0.18 HV. El rango de medias por espécimen fue de 87.3–89.9 HV para

BC y de 45.6–46.2 HV para VSC. La variabilidad intra-espécimen fue baja (coeficiente de variación <1 % en ambos grupos), lo que indica que la dureza se mantuvo estable en las diferentes áreas evaluadas de cada muestra.

Tabla 14. Estadísticos descriptivos de microdureza Vickers (HV) por grupo experimental (n = 2 especímenes/grupo).

Grupo	Promedio (media) (HV)	Desviación estándar (DE)	Rango (min- max) (HV)	Coeficiente de variación (%)
BC	88.78	0.87	87.3 – 89.9	0.98
VSC	45.86	0.18	45.6 - 46.2	0.38

No se aplicaron pruebas de hipótesis debido al tamaño reducido por grupo. En consecuencia, la comparación entre materiales se limita a la descripción numérica y gráfica. La Figura 37 resume esta diferencia, mostrando valores consistentemente más altos en BC frente a VSC.

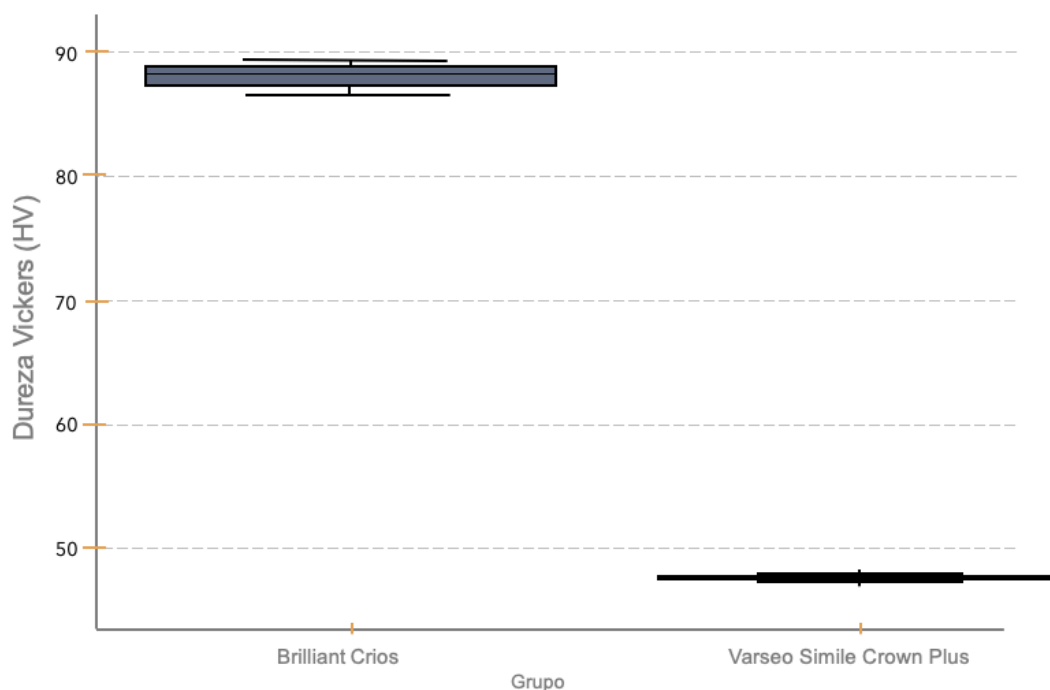


Figura 37. Comparación descriptiva de microdureza Vickers entre BC y VSC. Cada caja representa la dispersión de las medias por espécimen (n = 2 por grupo).

8.6 Efecto de envejecimiento en saliva artificial

8.6.1 Resistencia a la flexión posterior a 3 meses de envejecimiento

Con el objetivo de simular el comportamiento mecánico de los materiales en condiciones semejantes al entorno bucal, las muestras fueron almacenadas en saliva artificial durante tres meses y posteriormente evaluadas en un ensayo de flexión en tres puntos bajo las mismas condiciones metodológicas previamente descritas.

Cada grupo experimental estuvo conformado por seis probetas. Los valores individuales de resistencia a la flexión, así como las cargas máximas registradas, se presentan en la Tabla 15 y Tabla 16.

Tabla 15. Resultados individuales y estadísticos de carga máxima y la resistencia a la flexión para VSC.

VarseoSmile Crown Plus (VSC)		
Muestra	Carga máxima (N)	Resistencia a la flexión (MPa)
Barra 1	58.72	117.45
Barra 2	59.08	118.16
Barra 3	61.45	122.89
Barra 4	62.06	124.12
Barra 5	60.66	121.32
Barra 6	59.17	118.34

Tabla 16. Resultados individuales y estadísticos de carga máxima y la resistencia a la flexión para BC.

Brilliant Crios (BC)		
Muestra	Carga máxima (N)	Resistencia a la flexión (MPa)
Barra 1	83.22	166.45
Barra 2	84.08	168.15
Barra 3	83.68	167.36
Barra 4	86.28	172.56
Barra 5	83.56	167.12
Barra 6	84.83	169.67

De manera general, BC presentó valores superiores de resistencia a la flexión, con un promedio de 168.55 MPa, frente a los 120.38 MPa registrados en VSC. Los coeficientes de variación fueron de 1.19 % para BC y 2.21 % para VSC, indicando homogeneidad intragrupo. La Tabla 17 resume los valores estadísticos descriptivos.

Tabla 17. Estadísticos descriptivos de la resistencia a la flexión (MPa) tras 3 meses de envejecimiento en saliva artificial.

Grupo	Media (Mpa)	DE (Mpa)	Rango (min-max) (MPa)	Coeficiente de variación (%)
VSC	120.38	2.66	117.45 – 124.12	2.21%
BC	168.55	2.00	166.45 – 172.56	1.19%

En la Figura 38 se presenta una comparación gráfica de los promedios de resistencia a la flexión entre ambos materiales tras el envejecimiento.

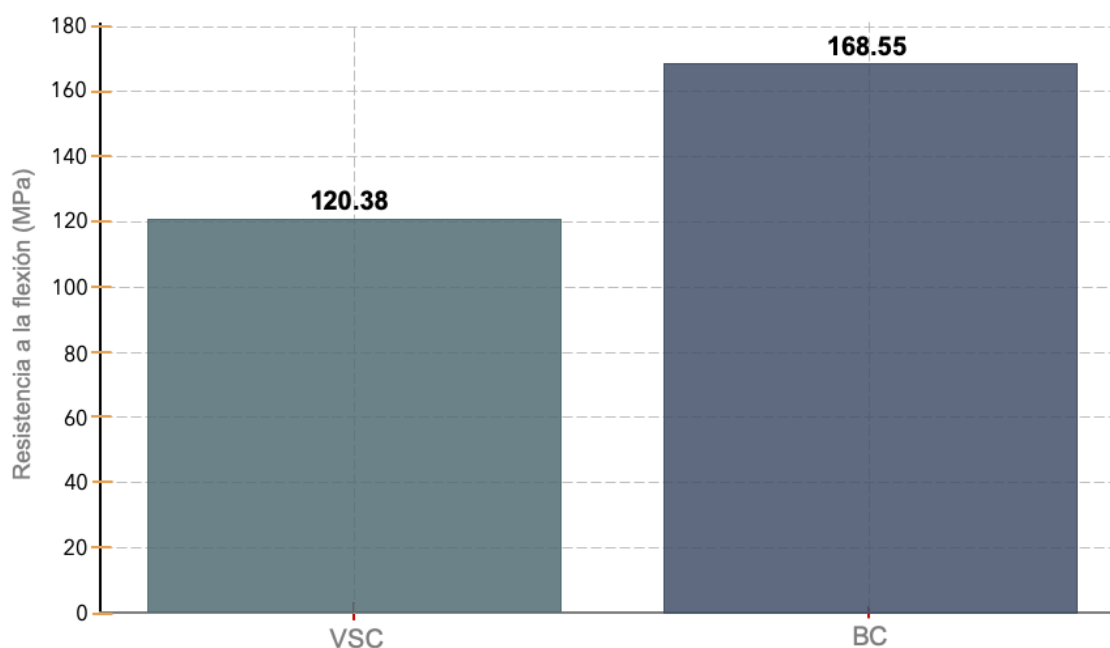


Figura 38. Comparación de la resistencia a la flexión media entre BC y VSC después de 3 meses de envejecimiento en saliva artificial.

La prueba de Shapiro–Wilk mostró distribución normal en ambos grupos (VSC: $p = 0.317$; BC: $p = 0.252$). Estos resultados se corroboraron mediante histogramas con curva de densidad ajustada y gráficos QQ (Figura 39 y Figura 40).

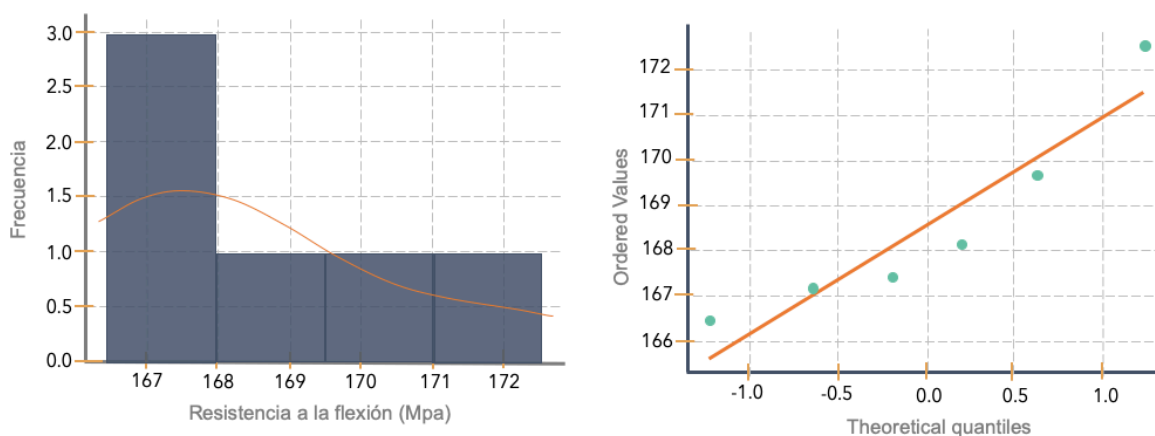


Figura 39. Histogramas y gráficos QQ de la resistencia a la flexión tras el envejecimiento en saliva artificial para BC. El grupo demostró distribución normal (Shapiro–Wilk, $p > 0.05$).

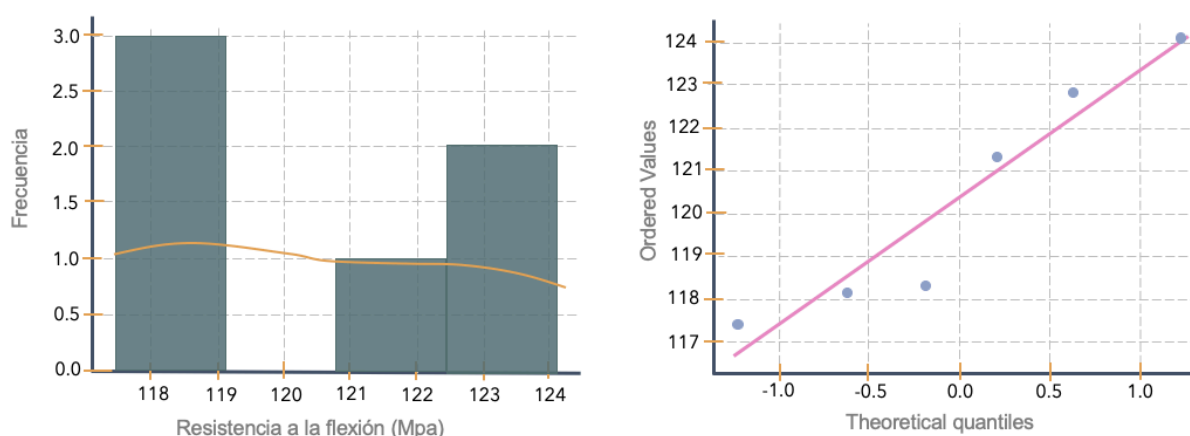


Figura 40. Histogramas y gráficos QQ de la resistencia a la flexión tras el envejecimiento en saliva artificial para VSC. El grupo demostró distribución normal (Shapiro–Wilk, $p > 0.05$).

La comparación entre materiales mediante la prueba t de Student para muestras independientes mostró una diferencia altamente significativa ($t = -32.93$; $p < 0.001$). El grupo BC presentó una media de 168.6 ± 5.9 MPa, mientras que el grupo VSC mostró una media de 120.4 ± 4.3 MPa. La diferencia se calculó como (VSC – BC), confirmando valores significativamente menores para VSC. Estos resultados se ilustran en la Figura 41, donde se representan las medias y desviaciones estándar de cada grupo.

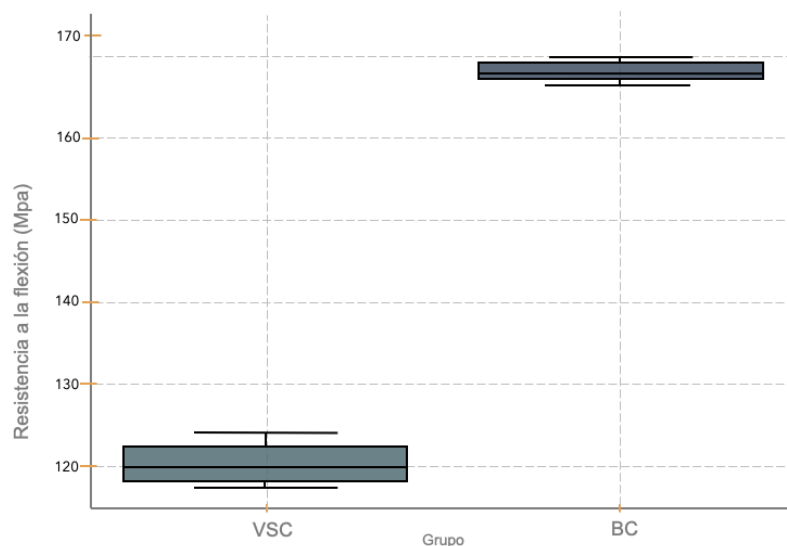


Figura 41. Comparación de la resistencia a la flexión (MPa) posterior al envejecimiento en saliva artificial entre VSC y BC.

8.6.2 Dureza Vickers posterior a 3 meses de envejecimiento

La microdureza posterior a envejecimiento en saliva artificial (3 meses) se reporta de manera descriptiva debido al número limitado de especímenes ($n = 2$). Para cada espécimen se calculó la media de HV a partir de 10 indentaciones de cada muestra, y con estos valores se obtuvo la media de grupo. Además, se reporta la desviación estándar entre especímenes, el rango de valores y el coeficiente de variación.

En la Figura 42 se muestran los valores por espécimen, evidenciando la consistencia interna dentro de cada muestra. En ambos materiales, los valores individuales fueron estables, aunque BC presentó mayor dispersión que VSC.

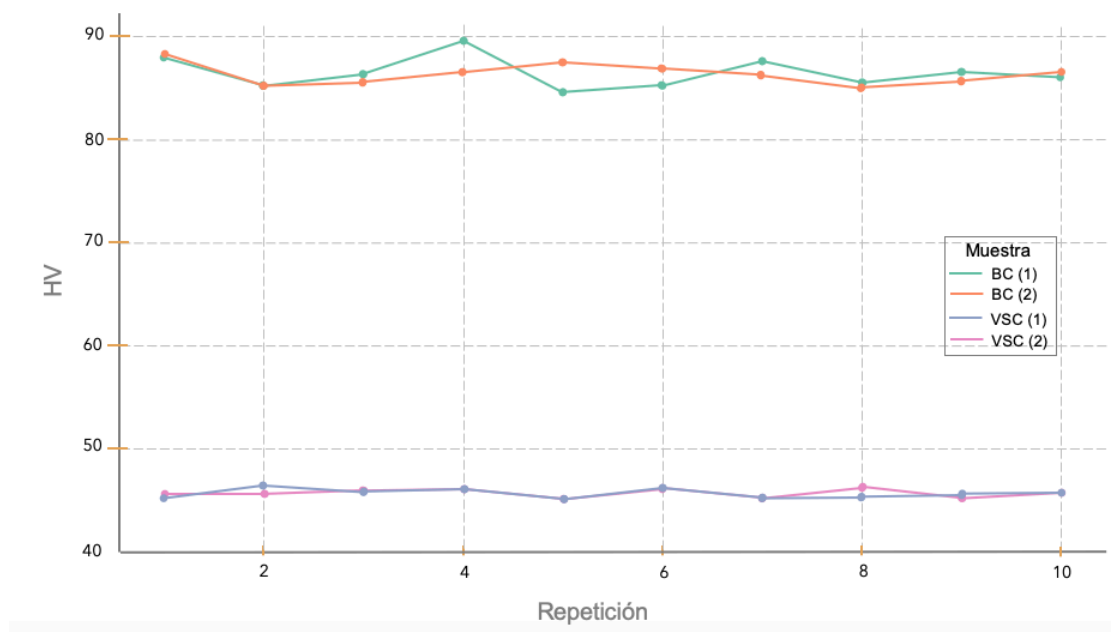


Figura 42. Valores de microdureza (HV) por espécimen obtenidos tras 3 meses de envejecimiento en saliva artificial (10 mediciones por muestra, n=2).

Los estadísticos descriptivos se presentan en la Tabla 18. El material BC registró un promedio de 86.35 HV (DE entre especímenes: 1.25 HV, rango 84.6–89.6 HV), mientras que VSC presentó 45.65 HV (DE: 0.42 HV, rango 45.1–46.3 HV). En ambos grupos, los coeficientes de variación intra-especimen fueron <2 %, lo que refleja alta precisión técnica.

Tabla 18. Estadísticos descriptivos de microdureza tras 3 meses de envejecimiento en saliva artificial.

Grupo	Promedio (media)	Desviación estándar (DE)	Rango (min-max) (HV)	Coefficiente de variación (CV%)
BC	86.35	1.25	84.6 – 89.6	1.45%
VSC	45.65	0.42	45.1 - 46.3	0.93%

La comparación gráfica de los promedios (Figura 43) y el boxplot descriptivo (Figura 44) muestran valores consistentemente más altos en BC que en VSC en todas las mediciones. Sin embargo, no se aplicaron pruebas de hipótesis debido al tamaño muestral reducido.

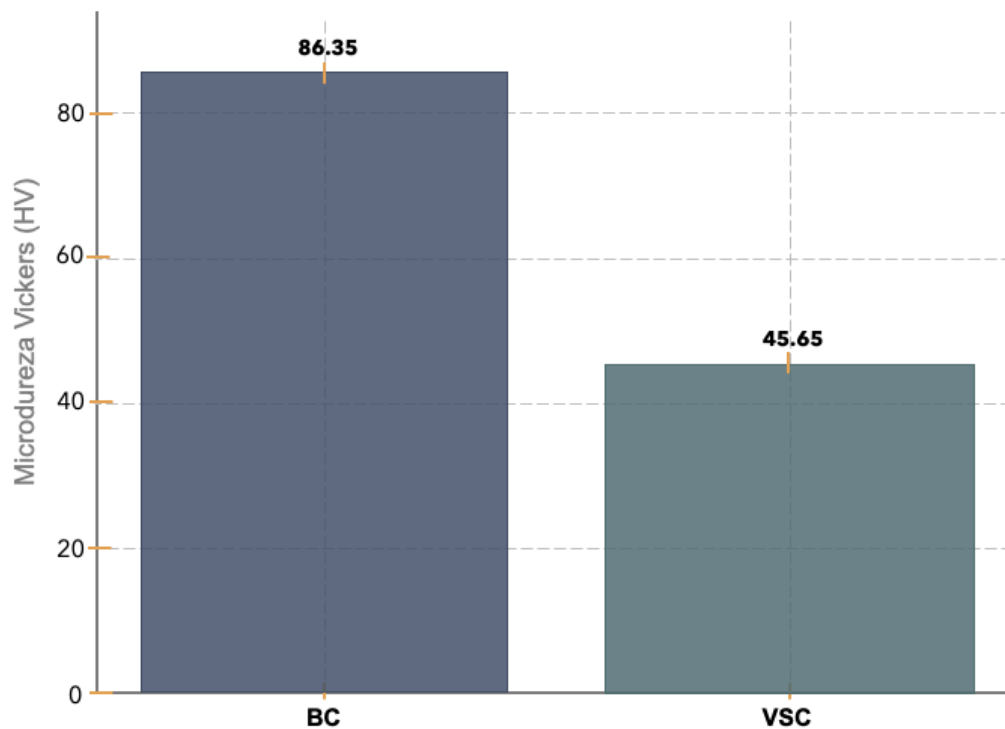


Figura 43. Comparación descriptiva de microdureza Vickers promedio entre BC y VSC después de 3 meses de envejecimiento en saliva artificial.

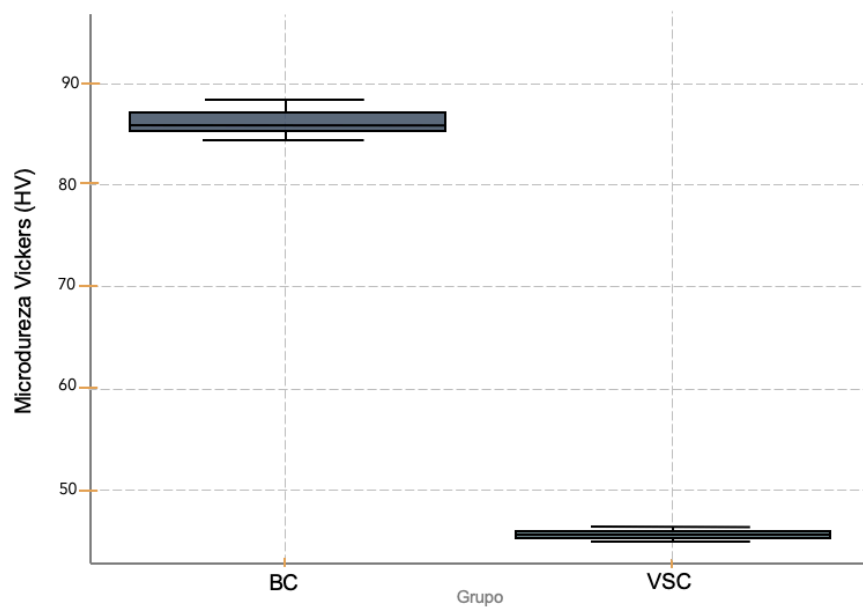


Figura 44. Comparación de microdureza Vickers (HV) entre BC y VSC después de 3 meses de envejecimiento en saliva artificial. No se aplicaron pruebas de hipótesis.

8.6.3 Análisis morfológico mediante SEM posterior a 3 meses de envejecimiento

Las micrografías SEM obtenidas tras 3 meses de inmersión en saliva artificial mostraron cambios morfológicos diferenciados entre los materiales evaluados.

En VSC, las imágenes a $\times 5\,000$ y $\times 10\,000$ evidenciaron una superficie irregular, con presencia de surcos y áreas de deslaminación incipiente asociadas a la degradación de la matriz orgánica. Se observaron partículas de relleno con distribución heterogénea, variaciones en tamaño y esfericidad, parcialmente embebidas en la fase polimérica. A menor aumento ($\times 1\,000$) se identificó una baja densidad relativa de relleno inorgánico, consistente con la elevada fracción orgánica de este material (Figura 45).

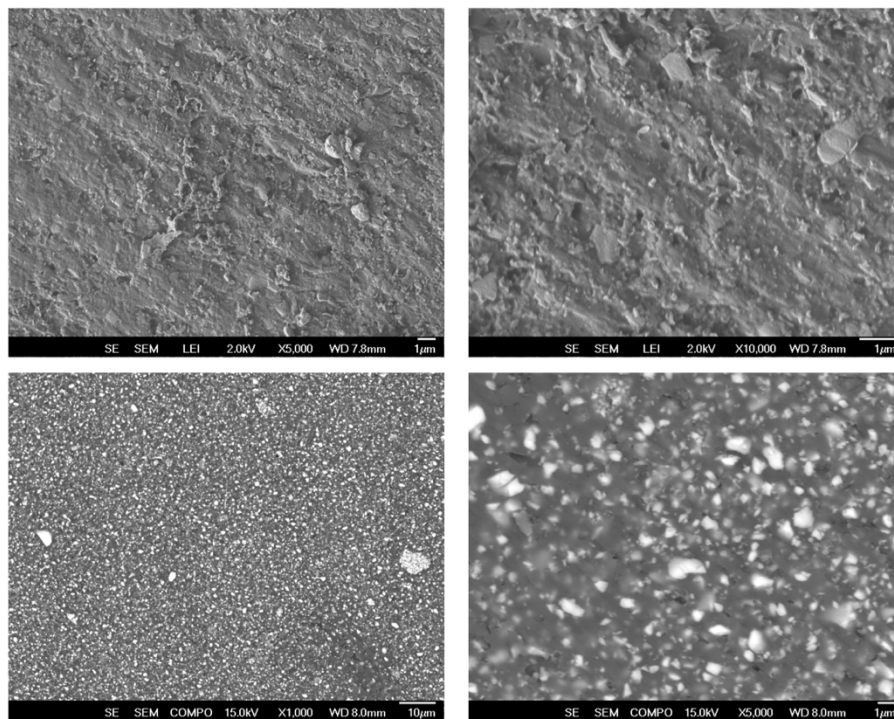


Figura 45. Micrografías SEM representativas de VSC después de 3 meses de envejecimiento en saliva artificial. Aumentos de $\times 1\,000$, $\times 5\,000$ y $\times 10\,000$ muestran matriz polimérica con distribución heterogénea de relleno inorgánico, baja densidad relativa de refuerzo e irregularidades superficiales asociadas a degradación de la fase orgánica.

En BC, se observaron superficies con mayor rugosidad y microfracturas localizadas tras el envejecimiento, particularmente a $\times 5\,000$ y $\times 10\,000$. A diferencia de VSC, las partículas de relleno aparecieron más compactas, con distribución uniforme y mayor densidad relativa. Las imágenes a $\times 1\,000$ y $\times 5\,000$ evidenciaron una matriz polimérica con refuerzo vítreo claramente definido, en la que las partículas de bario y sílice se encontraron embebidas con mayor homogeneidad, lo que refleja una composición estructural más robusta (Figura 46).

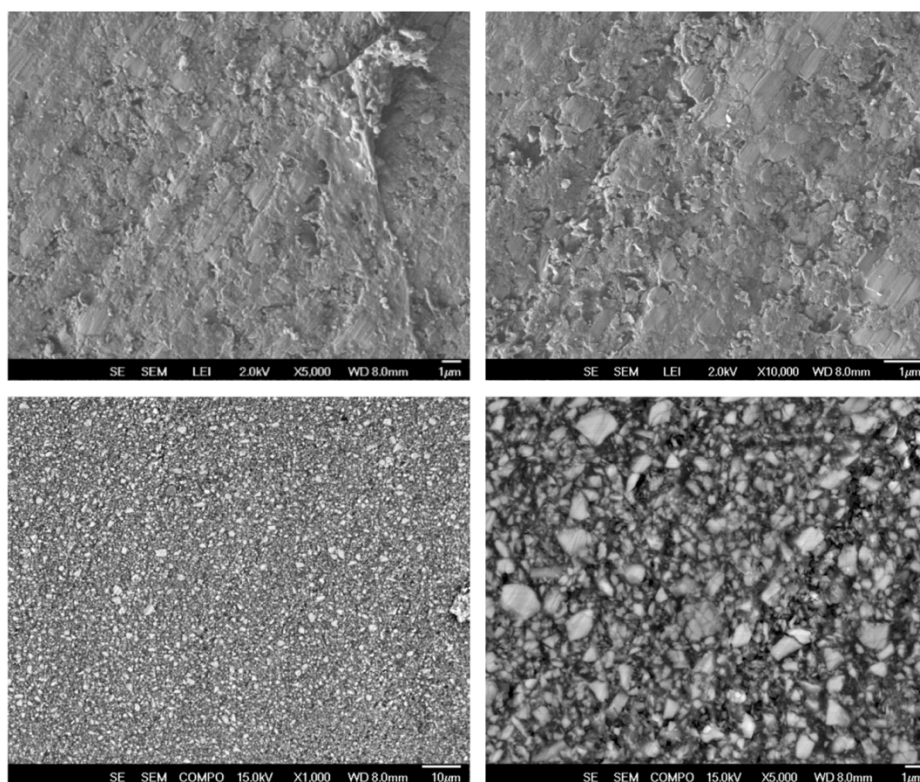


Figura 46. Micrografías SEM representativas de BC después de 3 meses de envejecimiento en saliva artificial. Aumentos de $\times 1\,000$, $\times 5\,000$ y $\times 10\,000$ evidencian una matriz polimérica reforzada con relleno uniformemente distribuido y compacto, con mayor densidad relativa que en VSC. Se observan rugosidad y microfracturas superficiales, manteniendo una morfología global más homogénea.

8.6.4 Resistencia a la flexión posterior a 6 meses de envejecimiento

Las pruebas de resistencia a la flexión se realizaron en 6 probetas por grupo, previamente almacenadas en saliva artificial durante un periodo de seis meses, con el fin de evaluar el efecto del envejecimiento en su desempeño mecánico. Los resultados individuales se presentan en la Tabla 19 y Tabla 20.

Tabla 19. Resultados individuales de carga máxima (N) y resistencia a la flexión (MPa) tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial para BC.

Brilliant Crios (BC)		
Muestra	Carga máxima (N)	Resistencia a la flexión (MPa)
Barra 1	82.66	165.31
Barra 2	78.96	157.91
Barra 3	81.34	162.68
Barra 4	85.64	171.29
Barra 5	82.12	164.23
Barra 6	87.78	175.56

Tabla 20. Resultados individuales de carga máxima (N) y resistencia a la flexión (MPa) tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial para VSC.

VarseoSmile Crown Plus (VSC)		
Muestra	Carga máxima (N)	Resistencia a la flexión (MPa)
Barra 1	57.67	115.34
Barra 2	58.66	117.32
Barra 3	59.18	118.36
Barra 4	58.19	116.38
Barra 5	59.61	119.23
Barra 6	59.22	118.45

De manera general, BC presentó un promedio de 166.16 MPa, mientras que VSC alcanzó 117.51 MPa. El coeficiente de variación fue de 3.80 % en BC y 1.24 % en VSC, indicando adecuada homogeneidad intragrupo. Los valores estadísticos descriptivos se resumen en la Tabla 21. Previo a la representación gráfica, los resultados obtenidos evidenciaron diferencias notables entre ambos materiales (Figura 47).

Tabla 21. Estadísticos descriptivos de la resistencia a la flexión (MPa) tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial.

Grupo	Media (Mpa)	DE (Mpa)	Rango (min-max) (MPa)	Coeficiente de variación (%)
BC	166.16	6.31	157.91 – 175.66	3.80%
VSC	117.51	1.46	115.34 – 119.23	1.24%

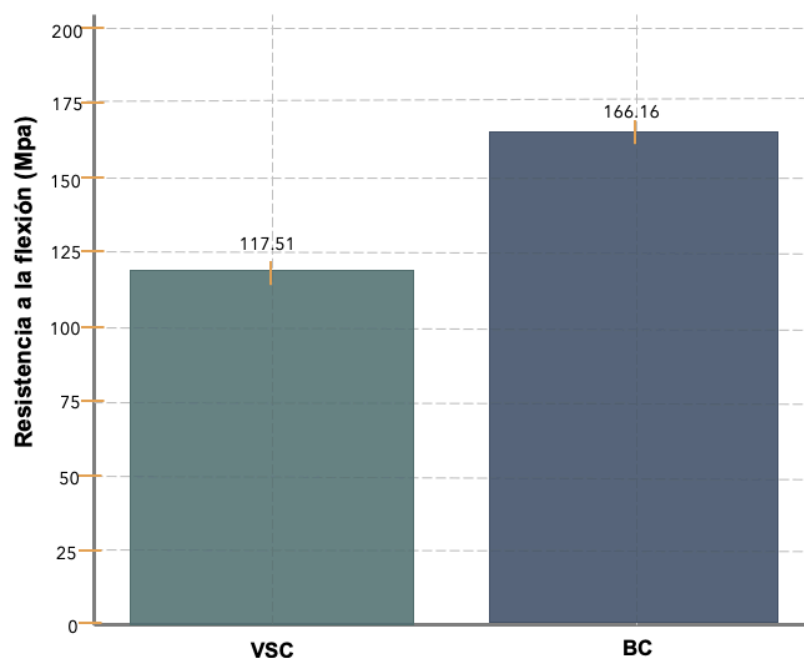


Figura 47. Comparación gráfica de la resistencia a la flexión media entre BC y VSC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial.

La prueba de Shapiro–Wilk mostró distribución normal en ambos grupos (VSC: $W = 0.951$, $p = 0.754$; BC: $W = 0.964$, $p = 0.850$). Estos resultados fueron corroborados mediante histogramas con curva de densidad ajustada y gráficos QQ (Figura 48 y

Figura 49).

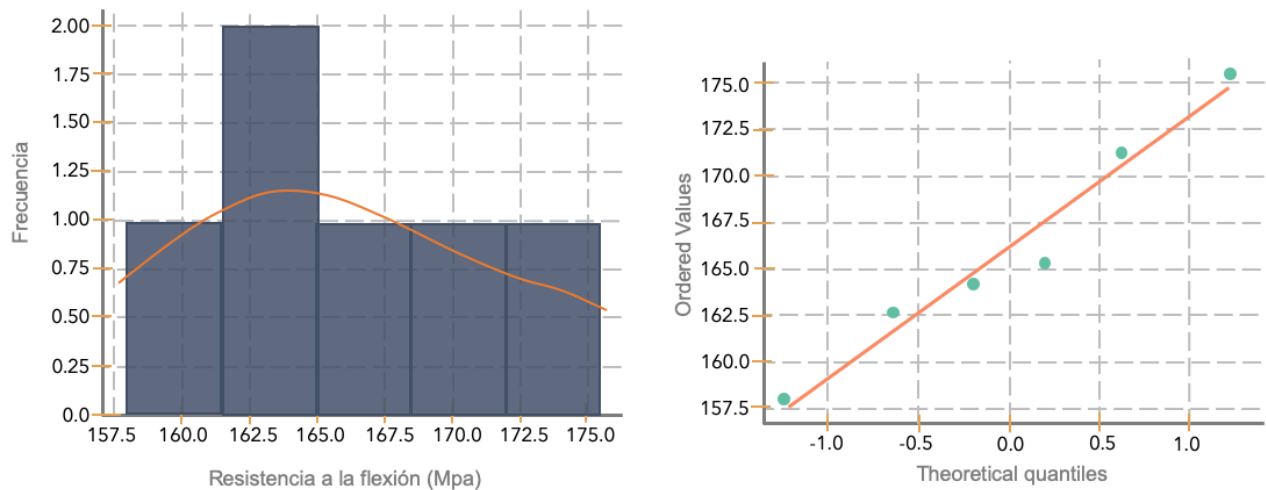


Figura 48. Histograma con curva de densidad y gráfico QQ de la resistencia a la flexión en BC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial (Shapiro–Wilk, $p = 0.850$).

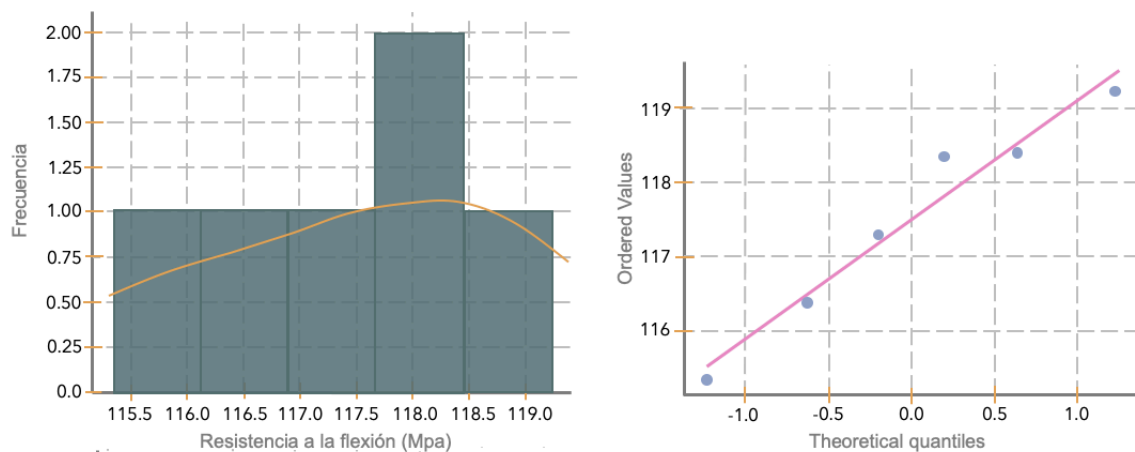


Figura 49. Histograma con curva de densidad y gráfico QQ de la resistencia a la flexión en VSC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial (Shapiro–Wilk, $p = 0.754$).

La comparación estadística entre materiales mediante la prueba t de Student para muestras independientes mostró una diferencia significativa ($t = -18.39$; $p < 0.001$). El grupo BC presentó una media de $166.9 \text{ Mpa} \pm 4.8 \text{ Mpa}$, mientras que el grupo VSC mostró una media de $118.7 \pm 3.9 \text{ Mpa}$. La diferencia se calculó como (VSC - BC), confirmando valores significativamente menores para VSC. Estos resultados se representan en la Figura 50., donde se muestran las medias y desviaciones estándar de cada grupo.

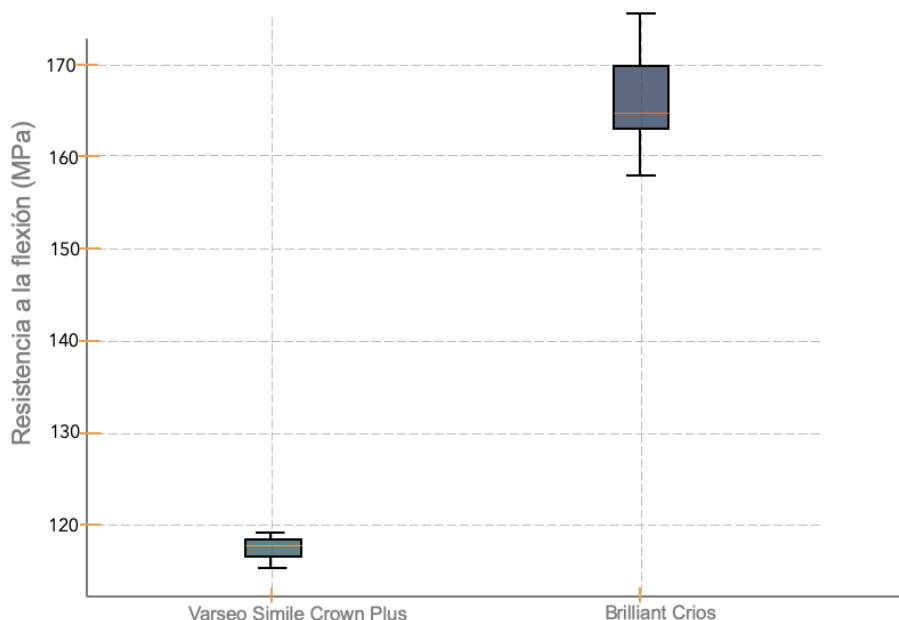


Figura 50. Comparación de la resistencia a la flexión entre BC y VSC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial mediante gráfico tipo boxplot. Se observa una mediana mayor en BC, con diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.001$; t de Student).

8.6.5 Dureza Vickers posterior a 6 meses de envejecimiento

La microdureza se evaluó siguiendo el mismo protocolo aplicado en las determinaciones iniciales y tras 3 meses, realizando 10 indentaciones por muestra para un total de 20 mediciones por grupo ($n=2$). Los valores individuales se presentan en la Figura 51, donde se aprecia la distribución de cada muestra de forma independiente.

En términos generales, BC presentó valores significativamente superiores, con un promedio de 84.18 ± 2.11 HV, mientras que VSC registró 44.24 ± 1.43 HV. Los coeficientes de variación fueron de 2.51 % y 3.24 %, respectivamente, indicando adecuada homogeneidad intragrupo. Los estadísticos descriptivos se muestran en la Tabla 22.

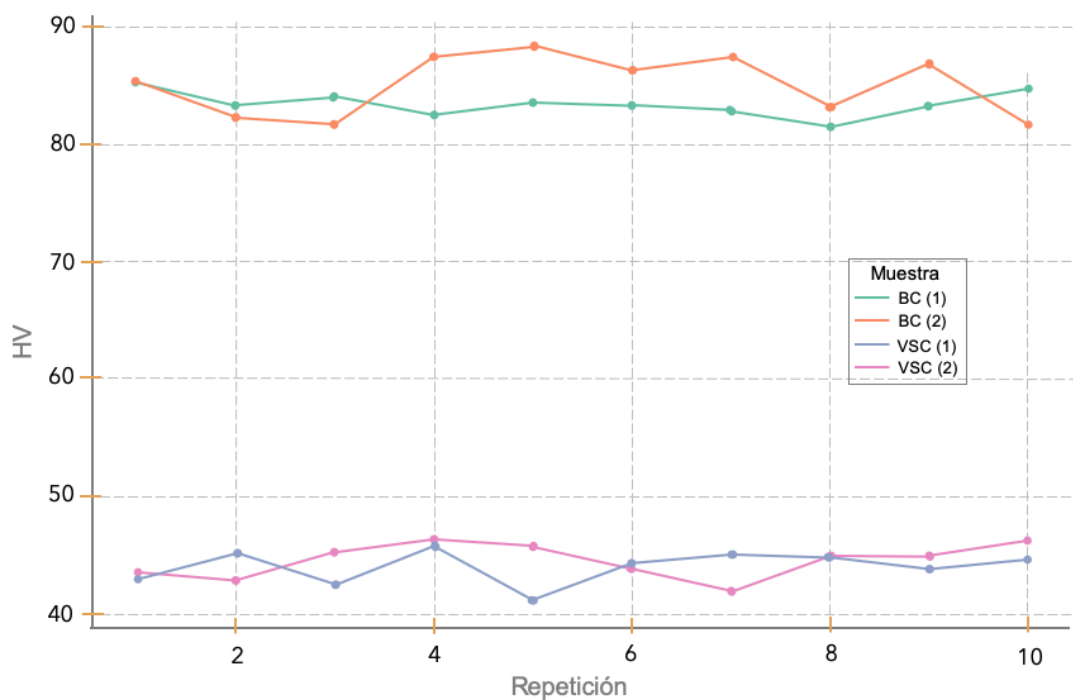


Figura 51. Valores individuales de microdureza Vickers (HV) en BC y VSC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial.

Tabla 22. Estadísticos descriptivos de microdureza Vickers (HV) tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial.

Grupo	Promedio (media) (HV)	Desviación estándar (DE)	Rango (min-max) (HV)	Coefficiente de variación (CV%)
BC	84.18	2.11	81.4 – 88.3	2.51%
VSC	44.24	1.43	41.2 - 46.2	3.24%

La comparación de promedios (Figura 52) muestra diferencias notables entre ambos grupos, con BC manteniendo valores de microdureza significativamente mayores tras 6 meses de envejecimiento.

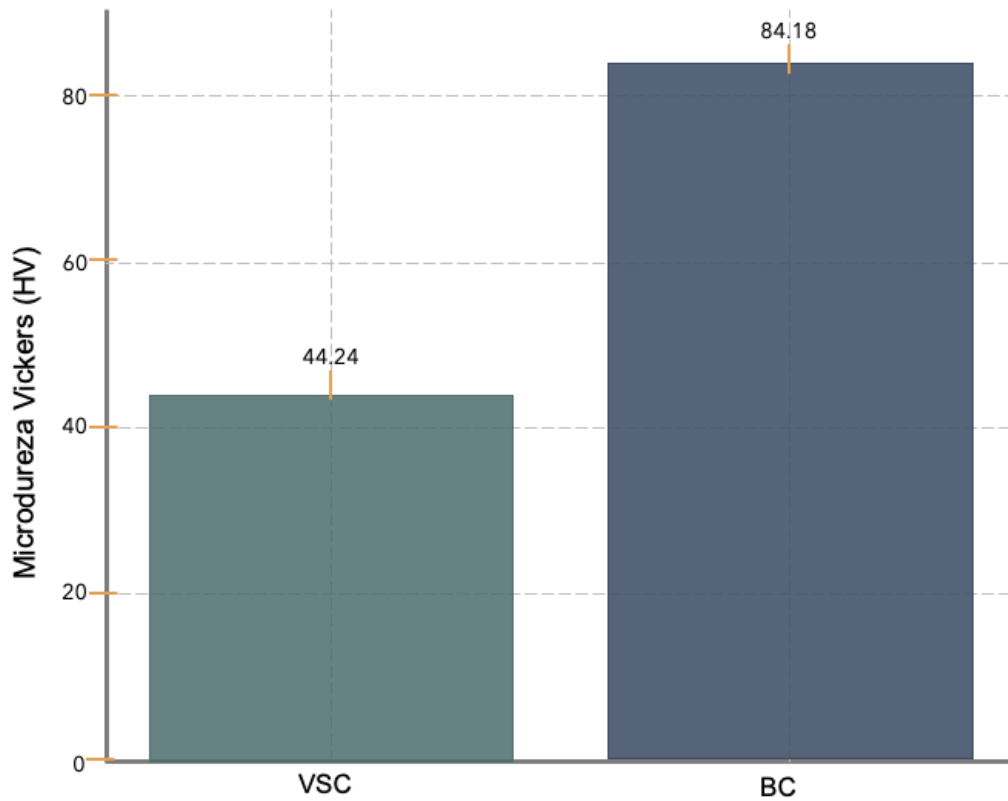


Figura 52. Comparación de la microdureza Vickers promedio entre BC y VSC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial. Barras de error = \pm DE.

La comparación gráfica de los resultados evidencia que, tras seis meses de envejecimiento, BC mantuvo valores de microdureza claramente superiores a VSC. El boxplot descriptivo permite visualizar la dispersión de los valores medios por espécimen y confirma la tendencia observada en los estadísticos descriptivos, aunque debido al número limitado de especímenes ($n = 2$) estas diferencias deben interpretarse únicamente de manera exploratoria (Figura 53).

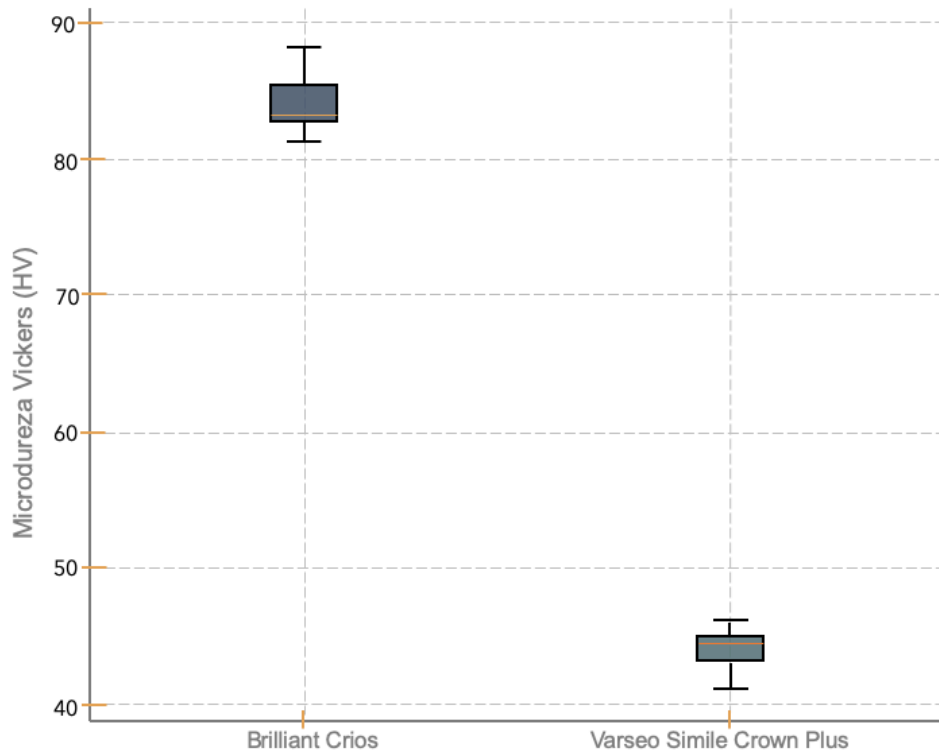


Figura 53. Comparación de microdureza Vickers entre BC y VSC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial mediante boxplot. Se observa una mediana superior en BC, con diferencia estadísticamente significativa (t de Student, $p < 0.001$).

8.6.6 Análisis morfológico mediante SEM posterior a 6 meses de envejecimiento

Las micrografías SEM obtenidas tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial mostraron cambios morfológicos más evidentes en ambos materiales respecto a los periodos previos.

En VSC las imágenes a $\times 10\ 000$ y $\times 25\ 000$ revelaron superficies heterogéneas con zonas de deslaminación y microfracturas asociadas a la degradación de la matriz polimérica (Figura 54). Se observó además una mayor exposición de partículas de relleno, algunas con pérdida parcial de adhesión a la

fase orgánica, lo que refleja la susceptibilidad de este material al deterioro hidrolítico. A $\times 5\ 000$ se identificó una distribución irregular de los refuerzos inorgánicos, con densidad limitada y morfología variable.

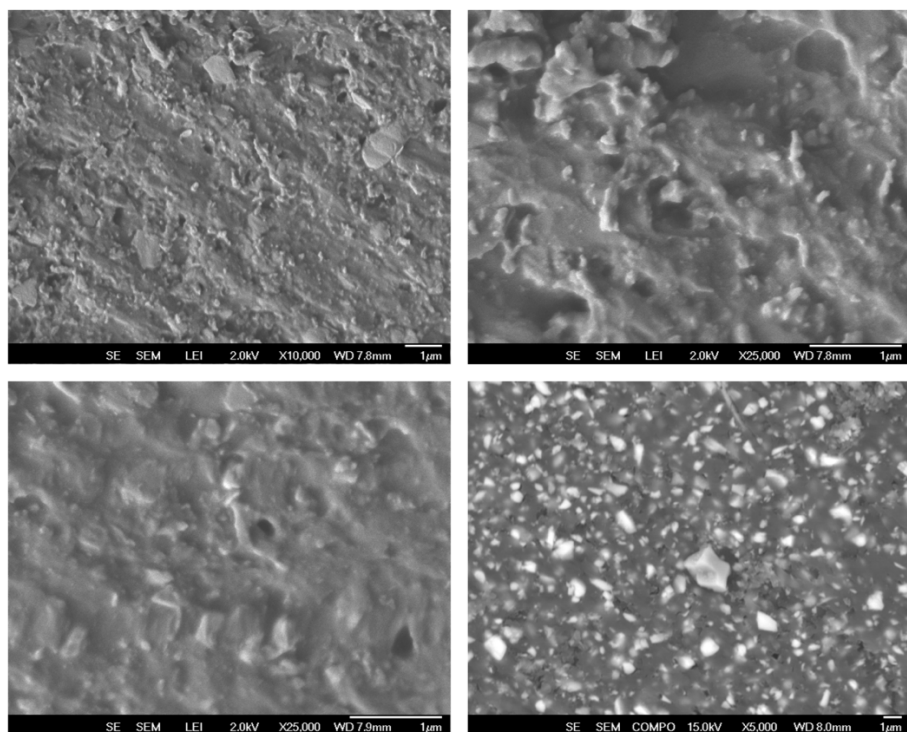


Figura 54. Micrografías SEM representativas de VSC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial. Se observan deslaminación, microfracturas y exposición de partículas de relleno con pérdida parcial de adhesión a la matriz.

En BC las micrografías a $\times 25\ 000$ mostraron fisuras localizadas y pérdida superficial puntual, aunque la matriz polimérica mantuvo una unión consistente con las partículas de relleno. A $\times 1\ 000$ y $\times 5\ 000$ se evidenció una distribución homogénea y compacta de los refuerzos inorgánicos, con partículas de sílice y bario embebidas de manera uniforme en la fase orgánica, lo que sugiere la mayor densidad de relleno característica de este material (Figura 55).

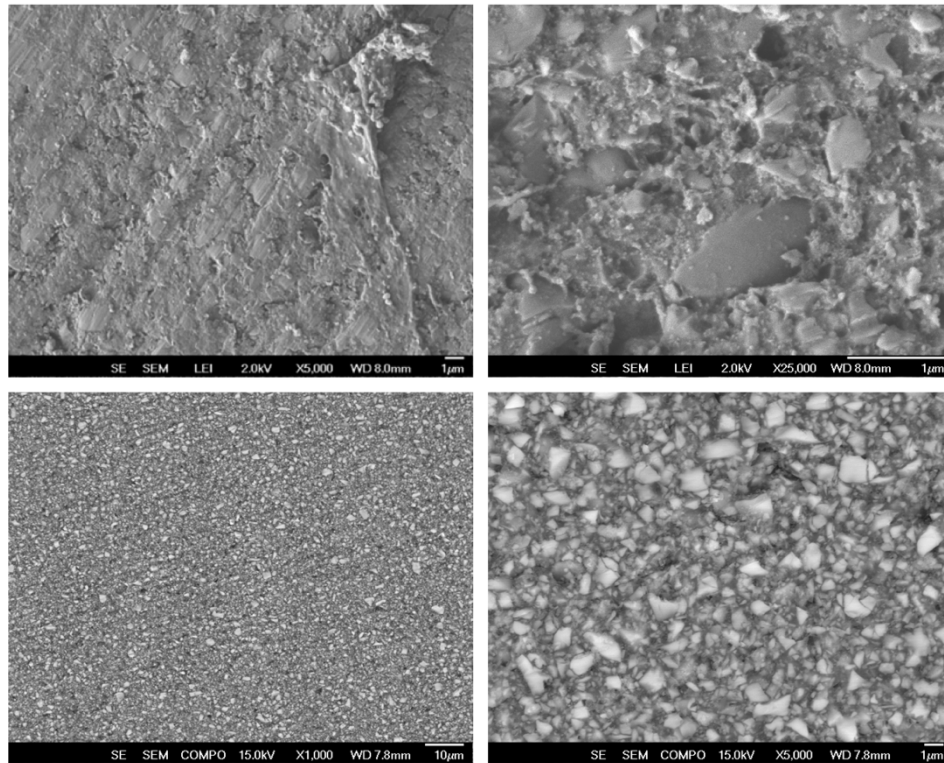


Figura 55. Micrografías SEM representativas de BC tras 6 meses de envejecimiento en saliva artificial. Se observa una distribución homogénea de los refuerzos inorgánicos, con microfracturas localizadas pero conservando mayor integridad estructural que VSC.

En conjunto, las observaciones sugiere que tras 6 meses de envejecimiento, VSC presenta mayor degradación superficial y pérdida de adhesión matriz–relleno, mientras que BC conserva una estructura más homogénea y compacta, en concordancia con sus valores superiores de resistencia a la flexión y microdureza.

8.7 Comparación entre condiciones iniciales y post-envejecimiento

8.7.1 Resistencia a la flexión

En la comparación de la resistencia a la flexión inicial y tras 3 y 6 meses de envejecimiento en saliva artificial, ambos materiales mantuvieron valores relativamente estables (Tabla 23).

Tabla 23. Valores de resistencia a la flexión (MPa) en condición inicial y después de 3 y 6 meses de envejecimiento en saliva artificial.

Grupo	Condición	Media (MPa)	Desviación estándar (DE)	Rango (min-max) (MPa)	Coefficiente de variación (CV%)
VSC	Inicial	120.92	1.75	118.23 - 123.31	1.46
VSC	3 meses	120.38	2.79	117.45 – 124.12	2.32
VSC	6 meses	117.51	1.46	115.34 – 119.23	1.24
BC	Inicial	170.36	1.67	168.15 – 172.67	0.98
BC	3 meses	168.55	2.25	166.45 – 172.56	1.34
BC	6 meses	166.16	6.31	157.91 – 175-56	3.80

El ANOVA bifactorial (Material × Tiempo) confirmó un efecto estadísticamente significativo del factor Material ($F(1,30) = 2590.24$; $p < 0.001$), con valores siempre superiores en BC frente a VSC. El factor Tiempo también mostró un efecto significativo ($F(2,30) = 5.51$; $p = 0.009$), indicando una reducción progresiva de la resistencia en ambos materiales. En contraste, no se encontró una interacción significativa Material × Tiempo ($F(2,30) = 0.14$; $p = 0.870$), lo que sugiere una tendencia descendente paralela en ambos casos (Tabla 24).

Tabla 24. Resultados del ANOVA bifactorial (Material × Tiempo) sobre resistencia a la flexión (MPa).

Fuente	gl	SQ	F	P
Material	1	21423.20	2590.2	<0.001
Tiempo	2	91.06	5.51	0.009
Material x tiempo	2	2.31	0.14	0.870
Residual	30	248.12		

El análisis post hoc de Tukey corroboró que, para ambos materiales, las diferencias entre la condición inicial y los 6 meses fueron significativas ($p < 0.05$), mientras que las comparaciones entre Inicial y 3 meses no mostraron cambios estadísticamente relevantes. En consecuencia, las reducciones observadas a los 6 meses confirman un efecto acumulativo del envejecimiento, aunque la magnitud de la variación fue limitada.

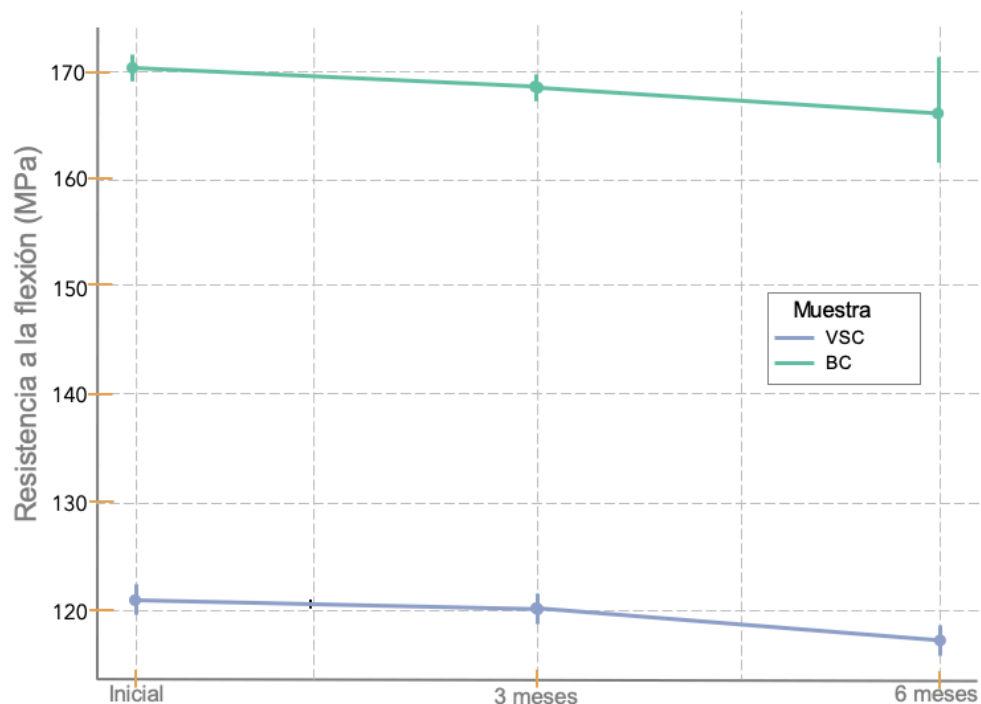


Figura 56. Evolución temporal de la resistencia a la flexión (media \pm IC95%) para VSC y BC en condición inicial, a 3 y 6 meses de envejecimiento en saliva artificial.

La evolución temporal puede observarse en la Figura 56, donde BC se mantuvo en valores cercanos a 170 MPa y VSC alrededor de 120 MPa. Los boxplots evidencian la superioridad constante de BC frente a VSC, sin presencia de valores atípicos (Figura 57). Finalmente, el análisis de cambio porcentual (Figura 58) mostró reducciones leves en ambos materiales: VSC (−0.45 % a los 3 meses; −2.82 % a los 6 meses) y BC (−1.06 % a los 3 meses; −2.47 % a los 6 meses).

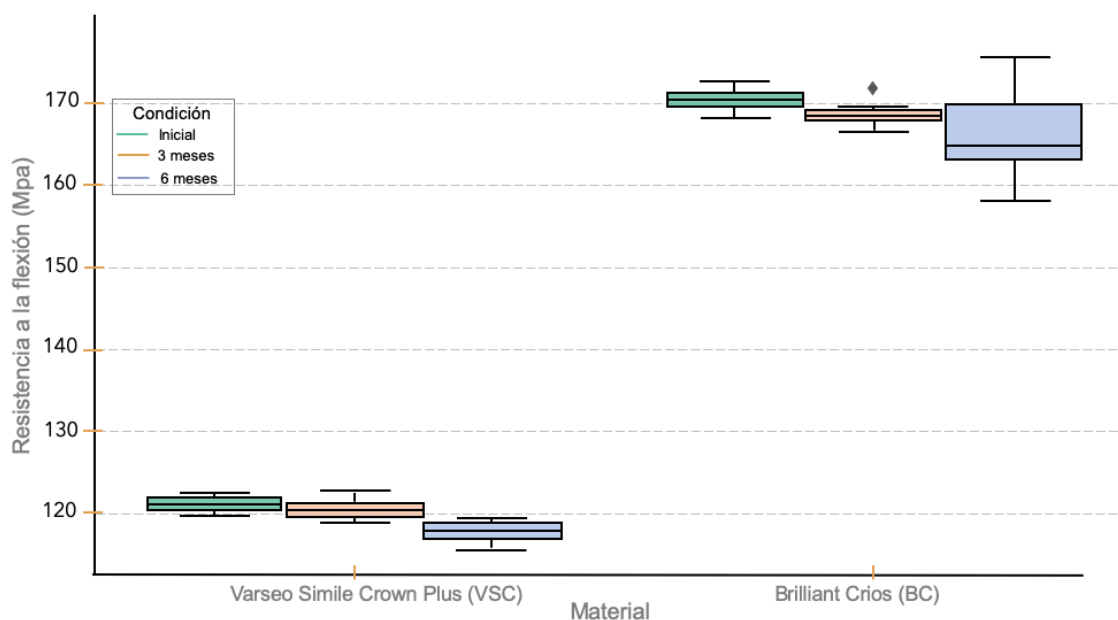


Figura 57. Boxplots comparativos de la resistencia a la flexión de VSC y BC en condición inicial y tras 3 y 6 meses de envejecimiento en saliva artificial.

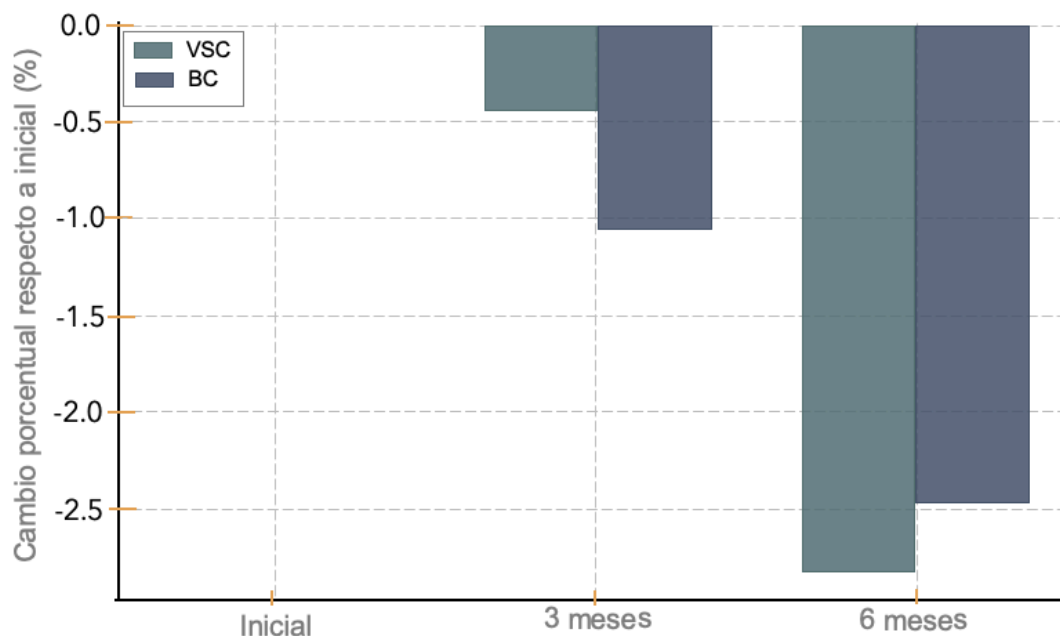


Figura 58. Variación porcentual de la resistencia a la flexión respecto a la condición inicial para VSC y BC tras 3 y 6 meses de envejecimiento.

8.7.2 Microdureza Vickers

En la comparación de la microdureza Vickers entre la condición inicial y los tiempos post-envejecimiento. Los resultados, al igual que los anteriores de esta sección, deben interpretarse de manera descriptiva.

En BC, los valores disminuyeron progresivamente de 88.87 HV (Inicial) a 86.35 HV (3 meses) y 84.18 HV (6 meses), mostrando una tendencia descendente clara. En VSC, los valores fueron más estables: 45.86 HV (Inicial), 45.65 HV (3 meses) y 44.24 HV (6 meses), con una ligera reducción a los 6 meses (Tabla 25).

Tabla 25. Estadísticos descriptivos de microdureza Vickers (HV) en condición inicial y tras 3 y 6 meses de envejecimiento en saliva artificial.

Grupo	Condición	Media (HV)	Desviación estándar (DE)	Rango (min-max)	Coefficiente de variación (CV%)
BC	Inicial	88.87	0.87	87.3 – 89.9	0.98
BC	3 meses	86.35	1.25	84.6 – 89.6	1.45
BC	6 meses	84.18	2.11	81.4 – 88.3	2.51
VSC	Inicial	45.86	0.18	45.6 - 46.2	0.38
VSC	3 meses	45.65	0.42	45.1 - 46.3	0.93
VSC	6 meses	44.24	1.43	41.2 – 46.7	3.24

La evolución temporal de las medias puede observarse en la Figura 59, donde ambos materiales evidencian un descenso progresivo, más marcado en BC que en VSC. Los boxplots descriptivos reflejan estas tendencias, mostrando una disminución consistente en BC y un descenso más leve en VSC, sin presencia de valores atípicos (Figura 60). Finalmente, el análisis de cambio porcentual (Figura 61) evidenció que BC sufrió reducciones de -2.74% (3 meses) y -5.18% (6 meses), mientras que VSC presentó variaciones menores de -0.46% (3 meses) y -3.53% (6 meses).

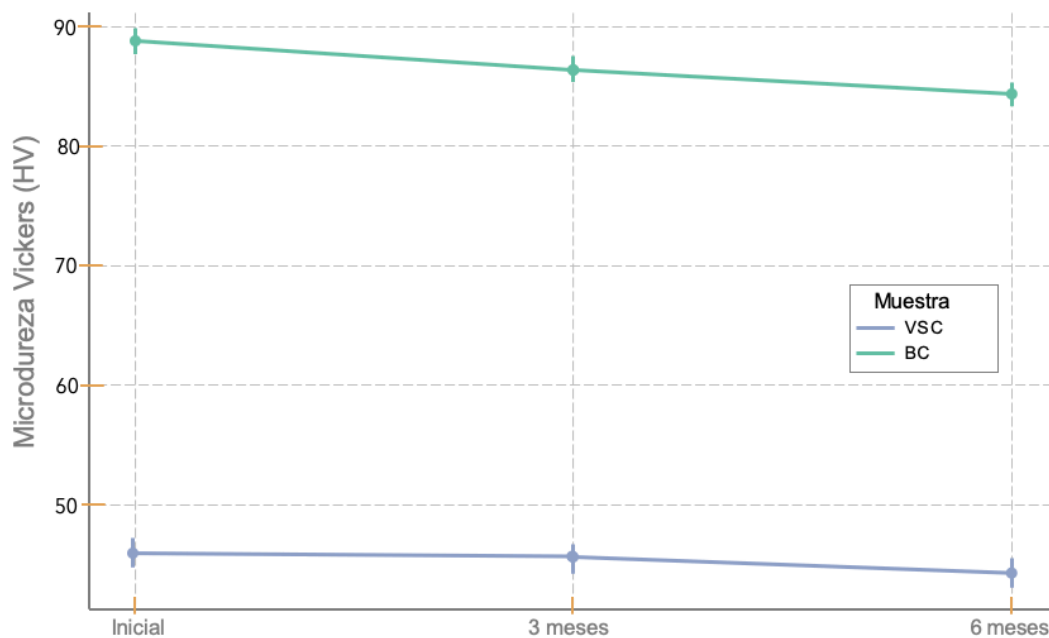


Figura 59. Evolución temporal de la microdureza Vickers (media \pm IC95%) en VSC y BC en condición inicial, a 3 y 6 meses de envejecimiento en saliva artificial.

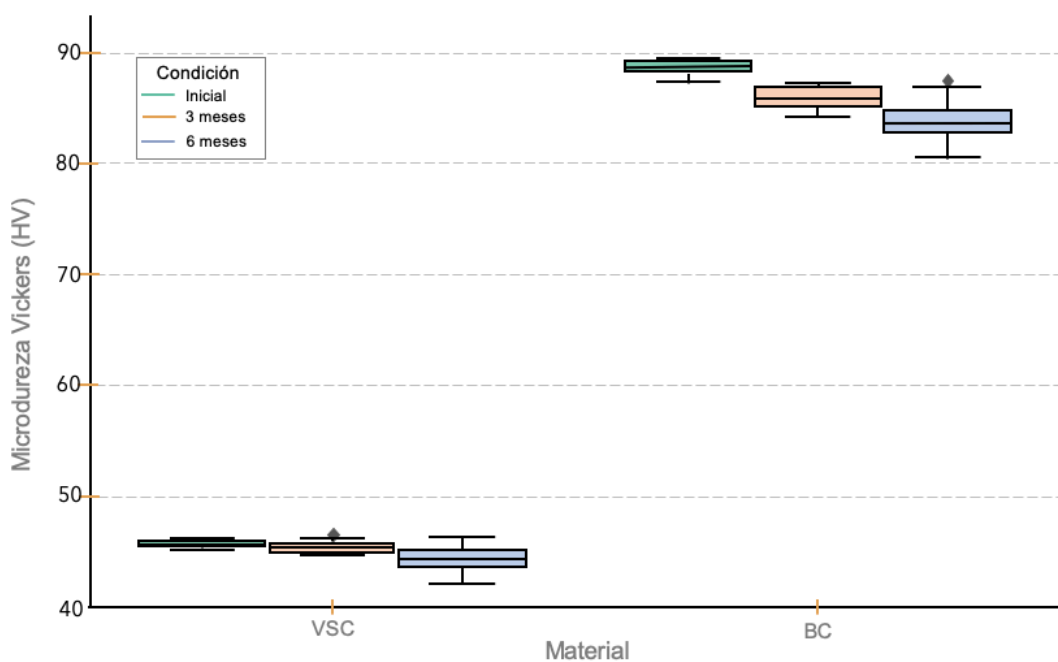


Figura 60. Boxplots comparativos de microdureza Vickers (HV) en VSC y BC en condición inicial y tras 3 y 6 meses de envejecimiento.

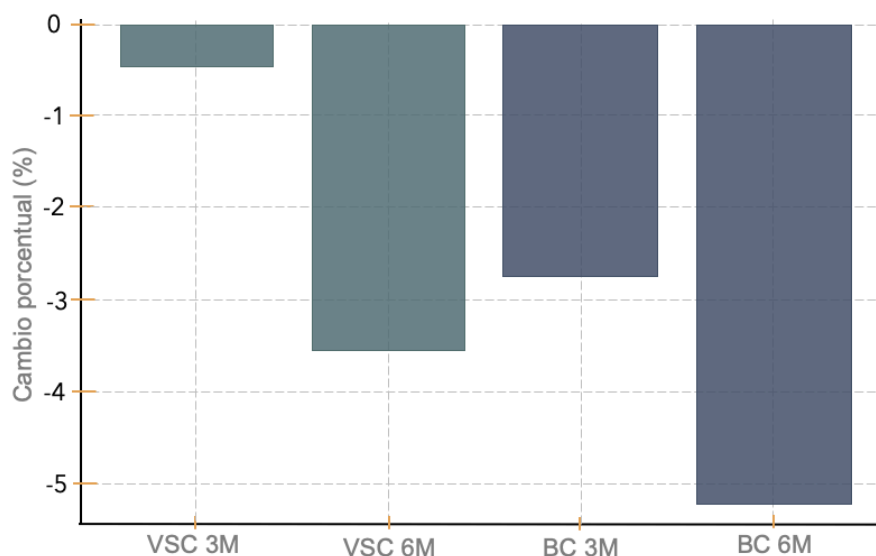


Figura 61. Variación porcentual de la microdureza Vickers respecto a la condición inicial para VSC y BC tras 3 y 6 meses de envejecimiento.

Estos resultados sugieren que, aunque ambos materiales experimentan un deterioro superficial tras el envejecimiento, la susceptibilidad al descenso de microdureza fue más evidente en BC.

8.8 Sorción de agua

La evolución de la sorción de agua de los materiales evaluados se presenta en la Tabla 26 y en la Figura 62. En ambos casos se observó un incremento progresivo en función del tiempo de almacenamiento en agua destilada a 37 °C.

En BC, los valores iniciales fueron bajos (0.3 mg/mm³ al día 1), aumentando de forma constante hasta alcanzar 13.8 mg/mm³ a los seis meses. El mayor cambio ocurrió en las primeras dos semanas, con un incremento de 0.3 a 6.5 mg/mm³.

En VSC, los valores fueron más elevados desde el inicio (1.5 mg/mm³ al día 1) y mostraron un incremento progresivo que alcanzó 18.4 mg/mm³ a los seis meses. Entre los 14 y 28 días se registró un aumento abrupto (de 5.9 a 15.1

mg/mm³), lo que sugiere una mayor susceptibilidad a la penetración de agua en esa etapa.

Tabla 26. Valores de sorción de agua (mg/mm³) para BC y VSC en diferentes tiempos de almacenamiento.

Tiempo	Brilliant Crios (mg/mm ³)	VarseoSmile Crown plus (mg/mm ³)
1 día	0.3	1.5
7 días	1.8	2.7
14 días	6.5	5.9
28 días	8.4	15.1
3 meses	11.7	17.2
6 meses	13.8	18.4

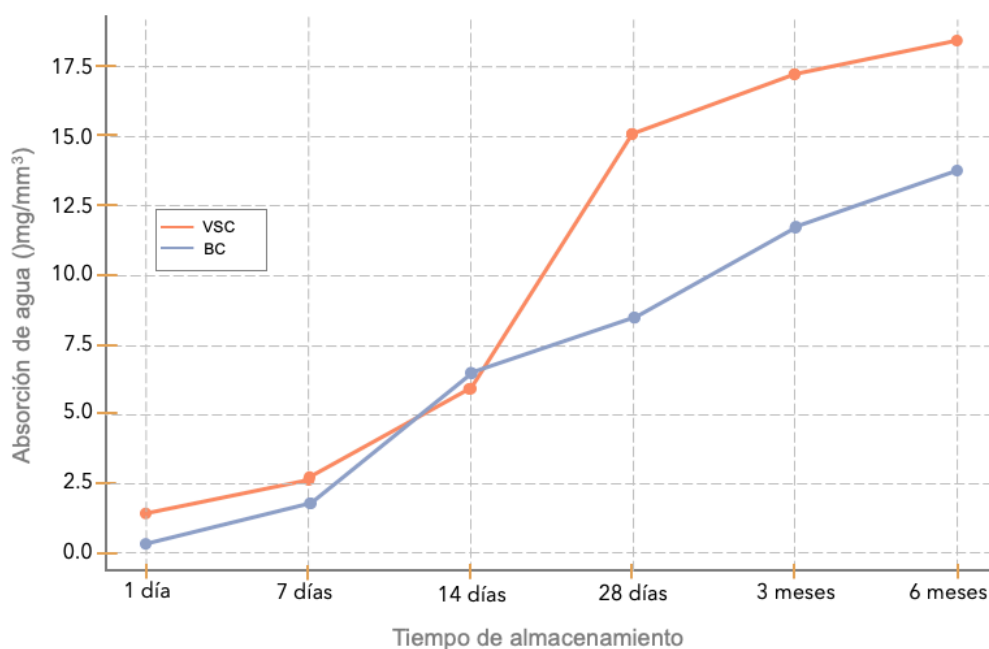


Figura 62. Comportamiento de la sorción de agua (mg/mm³) en función del tiempo de almacenamiento para BC y VSC. Se observa un incremento progresivo en ambos casos, con valores consistentemente superiores en VSC.

En términos comparativos, VSC presentó valores consistentemente superiores a BC en todos los intervalos de tiempo, lo que indica una mayor tendencia a la sorción de agua.

9. DISCUSIÓN

En este estudio se investigaron las propiedades estructurales, químicas, morfológicas y mecánicas de composites elaborados mediante FA y FS, indicados para restauraciones definitivas. El análisis incluyó XRD, FTIR, SEM/EDS, así como las propiedades mecánicas de resistencia a la flexión y microdureza Vickers. Adicionalmente, se examinó el efecto del envejecimiento en saliva artificial y la sorción de agua en ambos materiales. Los resultados obtenidos permiten rechazar la hipótesis nula planteada en este trabajo, la cual establecía que no existirían diferencias en las propiedades de los materiales según la técnica de fabricación.

El análisis estructural mediante XRD confirmó que tanto BC como VSC presentan una matriz polimérica amorfa, evidenciada por la ausencia de picos cristalinos definidos y la presencia de un halo difuso entre 15° y 35° (2θ). Este hallazgo es consistente con lo descrito en la literatura para materiales CAD/CAM a base de resinas, cuya estructura molecular se encuentra conformada por polímeros reticulados sin orden cristalino a largo alcance (104–106). En VSC se observó una mayor intensidad en la región amorfa, lo que sugiere un mayor contenido de matriz orgánica en comparación con BC.

El análisis FTIR corroboró los hallazgos, mostrando en ambos materiales las bandas características de resinas metacrílicas reticuladas: el estiramiento carbonílico ($\text{C}=\text{O}$ $\sim 1730\text{ cm}^{-1}$), los enlaces éter ($\text{C}-\text{O}-\text{C}$, $1250\text{--}1000\text{ cm}^{-1}$) y la señal atribuible a dobles enlaces $\text{C}=\text{C}$ ($\sim 1626\text{ cm}^{-1}$). No se identificaron diferencias cualitativas relevantes entre BC y VSC, lo que indica una base orgánica semejante, diferenciándose principalmente en la proporción y naturaleza del relleno inorgánico. Desde una perspectiva funcional, la ausencia de señales cristalinas refuerza la idea de que las propiedades mecánicas de estos materiales no dependen de un orden cristalino, sino del grado de polimerización alcanzado, la composición de la matriz y la cantidad, tamaño y distribución de las partículas de relleno, como lo han señalado Grzebieluch et al. 2021 y Sahin et al. 2023 (66,107).

Estos hallazgos coinciden con lo reportado en la literatura, donde los composites CAD/CAM, independientemente de la técnica de fabricación, muestran patrones FTIR similares debido al uso común de matrices metacrílicas como componente estructural principal (104,105,108). Lo anterior sugiere que BC y VSC son materiales comparables, particularmente útiles para evaluar la influencia de la técnica de procesamiento en sus propiedades finales.

Las micrografías SEM/EDS permitieron observar diferencias claras en la fracción de relleno. En BC predominó un mayor contenido de sílice y bario, lo que contribuye a mayor rigidez y radiopacidad. En VSC, en cambio, la mayor proporción orgánica y menor densidad de relleno se traduce en menor módulo elástico y mayor susceptibilidad a la sorción de agua. En conjunto, estos hallazgos refuerzan que la fracción y calidad del relleno inorgánico son determinantes para el desempeño mecánico y la estabilidad química de los composites, lo cual se reflejó en el mejor comportamiento de BC frente a VSC (66,107,108).

Este contraste microestructural explica directamente el comportamiento mecánico observado: la mayor fracción vítrea y el mayor tamaño de partícula en BC proporcionan mayor rigidez y resistencia a la flexión, mientras que la matriz polimérica más dominante en VSC favorece un módulo más bajo y un desempeño más plástico.

En cuanto a la resistencia a la flexión, los resultados confirmaron que los composites elaborados por FS presentaron propiedades superiores a los elaborados por FA. Sin embargo, ambos materiales superaron el umbral de 100 MPa establecido por la ISO 4049:2019 para materiales restauradores poliméricos de uso definitivo (85).

Estos resultados concuerdan con lo señalado por Abdelfattah et al. (2024) quienes reportaron valores de 114,9 MPa para VSC, destacando que, aunque no alcanzó los valores de materiales fresados, sí cumple los requisitos normativos y se

considera clínicamente viable (109). Borella et al. confirmaron la influencia del grosor de capa, con valores que variaron entre 124 MPa (50 μ m) y 115.2 MPa (100 μ m) (110). En estudios comparativos más amplios, como el de Grzebieluch et al. (2021), VSC se ubicó como el material con menores valores de flexión frente a otros CAD/CAM, mientras que BC se posicionó entre los más resistentes (66). No obstante, algunos autores han señalado limitaciones en VSC. Sahin et al. 2022, reportó un valor promedio de 87,8 MPa, por debajo de los requisitos de la norma, lo que atribuyó a la polimerización incompleta capa por capa (107). De forma similar, Tokar et al. 2024, indicó que las interfaces entre capas actúan como zonas débiles que favorecen la iniciación y propagación de grietas (111).

La microdureza Vickers reflejó un patrón paralelo: los valores más altos correspondieron a BC, mientras que VSC registró los más bajos. Grzebieluch et al. reportaron resultados similares, con mayor microdureza en los composites fresados que en los impresos (66). Mientras que, Sahin et al. (2022), Borella et al. (2023) y Çakmak (2023) señalaron que la dureza superficial depende directamente de la fracción de relleno y de los parámetros de fabricación empleados (107,110,112).

Desde un punto de vista clínico, la dureza superficial se relaciona directamente con la resistencia al desgaste. Aunque VSC presentó valores inferiores a BC, se mantuvo dentro de un rango aceptable, ya que se ha señalado que valores superiores a 20 HV son suficientes para tolerar cargas funcionales moderadas en restauraciones unitarias de bajo esfuerzo (113).

El desempeño mecánico inferior de VSC puede explicarse por factores propios de la técnica aditiva: polimerización capa por capa con curado incompleto en las interfaces, menor densidad de entrecruzamiento en la matriz, mayor contenido de monómero residual y presencia de vacíos interlaminares, todos ellos asociados a menor resistencia y rigidez (96,107,114). A ello se suma el menor contenido de relleno inorgánico requerido para mantener la fluidez de la resina durante la impresión, lo que limita su dureza y resistencia superficial (66,114), en contraste con los bloques procesados para FS se producen bajo condiciones

industriales de alta presión y temperatura, alcanzando un mayor grado de conversión y una red polimérica más compacta y libre de defectos, lo que explica el mejor comportamiento mecánico (66,107,112,115,116).

Asimismo, estudios han demostrado que parámetros de impresión, como el grosor de capa, influyen directamente en la integridad estructural de composites para FA. Especímenes impresos con 50 μm presentaron superficies más homogéneas, mientras que a 100 μm mostraron delaminaciones y porosidades interlaminares (110). Este hallazgo sugiere que la variabilidad de resultados en VSC puede estar asociada no solo a su menor fracción inorgánica, sino también a las condiciones específicas de fabricación empleadas.

El efecto del envejecimiento artificial fue relevante en este estudio, considerando la limitada evidencia disponible sobre su impacto a largo plazo en composites CAD/CAM. Diversos estudios han demostrado que los procesos de envejecimiento artificial, pueden influir negativamente en las propiedades mecánicas de los composites (115,117–119). Di Fiore et al. observaron en VSC una reducción significativa de resistencia a la flexión tras 30 días de inmersión (119).

En el presente estudio, tras 3 y 6 meses en almacenamiento en saliva artificial, VSC mostró microfracturas, delaminación y pérdida de adhesión de partículas de relleno, mientras que en BC se mantuvo una superficie más compacta y homogénea. Estos hallazgos coinciden con lo descrito por Lauvahutanon y Egilmez, quienes reportaron degradación progresiva de la matriz polimérica bajo condiciones de envejecimiento acuoso (115,117). Ferracane sugirió que la plasticización del polímero por sorción de agua (118), y Ceolin Druck planteó la hidrólisis del silano como mecanismo de debilitamiento interfacial (120).

La sorción de agua acompañó este deterioro: aunque en ambos materiales se mantuvo por debajo del límite de la ISO 4049:2019 ($\leq 40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), VSC presentó valores consistentemente superiores a BC, con un aumento abrupto entre 14 y 28 días. Este comportamiento coincide con lo señalado en el manual técnico de

Coltene y en el estudio de Sodeyama et al. (2021), donde se describe una sorción inicial rápida seguida de una etapa de estabilización (101,102). Toledano et al. atribuyeron este fenómeno al mayor contenido de monómeros hidrofílicos y a la menor densidad de relleno en VSC, factores que incrementan la sorción de agua y favorecen el deterioro hidrolítico (121).

En conjunto, los hallazgos de este estudio evidencian que la estructura más compacta y con mayor fracción inorgánica de BC se traduce en un desempeño mecánico superior y en mayor estabilidad frente al envejecimiento, mientras que la mayor proporción de matriz orgánica en VSC lo hace más susceptible a la sorción de agua, a la degradación hidrolítica y a la pérdida de propiedades mecánicas.

Desde la perspectiva de la ingeniería de materiales, las propiedades mecánicas dependen directamente del grado de entrecruzamiento de la matriz polimérica y de la homogeneidad del refuerzo inorgánico. En composites impresos, como VSC, la menor densidad de carga y la debilidad interlaminar condicionan su desempeño frente a sollicitaciones mecánicas. En consecuencia, aunque estos materiales pueden ser clínicamente viables, su desempeño se encuentra condicionado por factores inherentes a la técnica aditiva que deben considerarse cuidadosamente al definir sus indicaciones clínicas.

Finalmente, deben reconocerse algunas limitaciones del presente trabajo: el número reducido de especímenes restringe la generalización de los resultados; en particular, la microdureza se analizó con un tamaño muestral limitado, por lo que sus hallazgos deben considerarse exploratorios. Además, las dimensiones de las probetas no pudieron ajustarse a la ISO 4049, requiriendo una adaptación metodológica, y las muestras impresas se elaboraron en una única orientación, sin evaluar el efecto de la variación angular. Por lo tanto, serán necesarios estudios futuros con un mayor número de muestras y parámetros de impresión más diversos para profundizar en la comprensión del comportamiento de los composites obtenidos por fabricación aditiva.

10. CONCLUSIONES

1. Los composites CAD/CAM evaluados, elaborados mediante fabricación aditiva (VSC) y fabricación sustractiva (BC), presentan una matriz polimérica amorfa con grupos funcionales propios de resinas metacrílicas, confirmando que sus propiedades mecánicas dependen de la composición y distribución de la fase orgánica e inorgánica, y no de un orden cristalino.
2. La caracterización morfológica reveló diferencias estructurales significativas: BC mostró mayor densidad, homogeneidad y proporción de relleno vítreo, mientras que VSC presentó mayor fracción orgánica y menor compactación del refuerzo, lo cual condiciona directamente su desempeño mecánico.
3. Ambos materiales superaron los valores normativos de resistencia a la flexión establecidos por la ISO 4049:2019; sin embargo, BC alcanzó valores significativamente superiores en resistencia y microdureza que VSC, confirmando la influencia de la técnica de fabricación sobre las propiedades mecánicas.
4. El envejecimiento en saliva artificial produjo una reducción progresiva de las propiedades mecánicas en ambos materiales, aunque BC mantuvo un comportamiento más estable, mientras que VSC mostró mayor degradación y pérdida de adhesión matriz–relleno.
5. La sorción de agua fue mayor en VSC en todos los tiempos evaluados, lo que explica su mayor susceptibilidad al deterioro hidrolítico y su menor resistencia mecánica a largo plazo. En contraste, BC presentó un comportamiento más estable, con menor sorción y menor afectación en sus propiedades.
6. En conjunto, los hallazgos permiten concluir que la fabricación sustractiva confiere a los composites un desempeño mecánico superior y mayor estabilidad frente al envejecimiento, mientras que la fabricación aditiva, aunque viable clínicamente, presenta limitaciones estructurales inherentes a su técnica de procesamiento que comprometen su durabilidad a largo plazo.

11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Irfan UB, Aslam K, Nadim R. A Review on cad cam in dentistry. *Journal of the Oakistan Dental Association*. 2015;24(3):112–6.
2. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Vol. 28, *Dental Materials Journal*. 2009.
3. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chair side computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int*. 1989;20:329–39.
4. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*. 1993;51:59–64.
5. Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. Vol. 55, *Dental Clinics of North America*. 2011. p. 559–70.
6. Tallarico M. Computerization and digital workflow in medicine: Focus on digital dentistry. Vol. 13, *Materials*. MDPI AG; 2020.
7. Ting-Shu S, Jian S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. . *J Prosthodont*. 2015 Jun;24(4):313–21.
8. Sirona: The dental company. CEREC AC: CAD/CAM for everyone. 2010.
9. Henkel GL. A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions. *Compend Contin Educ Dent*. 2007 Aug;28(8):422–8.
10. Christensen GJ. The state of fixed prosthodontic impressions: room for improvement. *J Am Dent Assoc*. 2005 Mar;136(3):343–6.
11. Birnbaum N, Aaronson H, Stevens C, Cohen B. 3D Digital Scanners: A High-Tech Approach to More Accurate Dental Impressions. *Inside Dentistry*. 2019;5(4):1–32.
12. Gabor A, Zaharia C, Stan A, Gavrilovici A, Negruțiu M, Sinescu C. Digital Dentistry- Digital Impression And CAD/CAM System Applications. *J Interdisciplinary Medicine*. 2017;2(1):54–7.
13. Papaspyridakos P, Vazouras K, Chen YW, Kotina E, Natto Z, Kang K, et al. Digital vs Conventional Implant Impressions: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont*. 2020 Oct;29(8):660–78.
14. Bohner LOL, De Luca Canto G, Marció BS, Laganá DC, Sesma N, Tortamano Neto P. Computer-aided analysis of digital dental impressions obtained from intraoral and extraoral scanners. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2017;118(5):617–23.
15. Dimitrova M, Vlahova A, Kalachev Y, Zlatev S, Kazakova R, Capodiferro S. Recent Advances in 3D Printing of Polymers for Application in Prosthodontics. *Polymers (Basel)*. 2023 Nov 24;15(23):4525.

16. Ferro K, Morgano S, Driscoll C, Freilich MA, Guckes A, Knoernschild K, et al. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent*. 2017;117:1–105.
17. Tabesh M, Nejatidanesh F, Savabi G, Davoudi A, Savabi O, Mirmohammadi H. Marginal adaptation of zirconia complete-coverage fixed dental restorations made from digital scans or conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2021 Apr;125(4):603–10.
18. Lee SH, Jung CM, Yoon MJ, Huh JB, Lee H. Fundamental understandings of mesh process and various formats of digital data in digital dentistry. *Journal of Dental Implant Research*. 2021 Mar;40(1):13–6.
19. Abad-Coronel C, Atria PJ, Romero Muñoz C, Conejo J, Mena Córdova N, Pendola M, et al. Analysis of the mesh resolution of an .STL exported from an intraoral scanner file. *J Esthet Restor Dent*. 2022 Jul;34(5):816–25.
20. Surovas A. A digital workflow for modeling of custom dental implants. *3D Print Med [Internet]*. 2019;5(1):9.
21. Coachman C, Blatz MB, Böhner L, Sesma N. Dental software classification and dento-facial interdisciplinary planning platform. *J Esthet Restor Dent*. 2021 Jan;33(1):99–106.
22. Son K, Lee KB. Prediction of learning curves of 2 dental CAD software programs, part 2: Differences in learning effects by type of dental personnel. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2020;123(5):747–52.
23. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry-A review. . *J Esthet Restor Dent*. 2020;32(2):171–81.
24. Mühlemann S, Hjerpe J, Hammerle CHF, Thoma DS. Production time, effectiveness and costs of additive and subtractive computer-aided manufacturing (CAM) of implant prostheses: A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2021 Oct;32(21):289.
25. Alter D. Subtractive Computer-Aided Manufacturing in Dental Milling. *Inside Dental Technology*. 2014 Feb;5(2):30–9.
26. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent*. 2014 Dec 1;112(6):1425–31.
27. Yau HT, Yang TJ, Lin YK. Comparison of 3-D Printing and 5-axis Milling for the Production of Dental e-models from Intra-oral Scanning. *Comput Aided Des Appl*. 2016 Jan 2;13(1):32–8.
28. Khaledi AA, Farzin M, Akhlaghian M, Pardis S, Mir N. Evaluation of the marginal fit of metal copings fabricated by using 3 different CAD-CAM techniques: Milling, stereolithography, and 3D wax printer. *J Prosthet Dent*. 2020;124(1):81–6.
29. Jeong CS, Moon JM, Lee HJ, Bae JM, Choi EJ, Kim ST, et al. Evaluation of the machinability and machining accuracy of polymer-based CAD/CAM blocks using merlon fracture test model. *Dent Mater J*. 2023 Mar;42(2):273–81.

30. Punset M, Brizuela A, Pérez-Pevida E, Herrero-Climent M, Manero JM, Gil J. Mechanical Characterization of Dental Prostheses Manufactured with PMMA–Graphene Composites. *Materials*. 2022;15(15): 5391.
31. Alshahrani FA, AlToraibily F, Alzaid M, Mahrous AA, Al Ghamdi MA, Gad MM. An Updated Review of Salivary pH Effects on Polymethyl Methacrylate (PMMA)-Based Removable Dental Prostheses. *Polymers (Basel)*. 2022;14(16): 3387.
32. Matsuo H, Suenaga H, Takahashi M, Suzuki O, Sasaki K, Takahashi N. Deterioration of polymethyl methacrylate dentures in the oral cavity. *Dent Mater J*. 2015;34(2):234–9.
33. Asakura M, Aimu K, Hayashi T, Matsubara M, Mieki A, Ban S, et al. Bonding Characteristics of Silane Coupling Agent and MMA-Containing Primer to Various Composite CAD/CAM Blocks. *Polymers (Basel)*. 2023;15(16): 3396.
34. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont*. 2016 May;28(3):227–35.
35. Paolone G, Mandurino M, De Palma F, Mazzitelli C, Scotti N, Breschi L, et al. Color Stability of Polymer-Based Composite CAD/CAM Blocks: A Systematic Review. *Polymers (Basel)*. 2023;15(2): 464.
36. Chokaree P, Poovarodom P, Chaijareenont P, Yavirach A, Rungsiyakull P. Biomaterials and Clinical Applications of Customized Healing Abutment—A Narrative Review. *J Funct Biomater*. 2022 Dec 10;13(4):291.
37. Wimmer T, Huffmann AMS, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dental Materials*. 2016 Jun;32(6):e127–36.
38. Lmkemann N, Eichberger M, Murphy RJ, Stawarczyk B. Suitability of the new Aryl-Ketone-Polymer indicated for removable partial dentures: Analysis of elastic properties and bond strength to denture resin. *Dent Mater J*. 2020;39(4):539–46.
39. You SG, You SM, Kang SY, Bae SY, Kim JH. Evaluation of the adaptation of complete denture metal bases fabricated with dental CAD-CAM systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2021 Mar;125(3):479–85.
40. Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 2018 Apr;119(4):545–51.
41. McLean JW, von F. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*. 1971 Aug 3;131(3):107–11.
42. Song DB, Han MS, Kim SC, Ahn J, Im YW, Lee HH. Influence of Sequential CAD/CAM Milling on the Fitting Accuracy of Titanium Three-Unit Fixed Dental Prostheses. *Materials*. 2021 Mar 13;14(6):1401.

43. Ferro K, Morgano S, Driscoll C, Freilich MA, Guckes A, Knoernschild K, et al. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent*. 2017;117:1–105.
44. Warreth A, Elkareimi Y. All-ceramic restorations: A review of the literature. *Saudi Dent J*. 2020 Dec;32(8):365–72.
45. Ruales-Carrera E, Dal Bó M, Fernandes das Neves W, Fredel MC, Maziero Volpato CA, Hotza D. Chemical tempering of feldspathic porcelain for dentistry applications: A review. *Open Ceramics*. 2022 Mar;9:100201.
46. Mihali SG, Lolos D, Popa G, Tudor A, Bratu DC. Retrospective Long-Term Clinical Outcome of Feldspathic Ceramic Veneers. *Materials*. 2022 Mar 15;15(6):2150.
47. McLaren EA, LeSage B. Feldspathic veneers: what are their indications? *Compend Contin Educ Dent*. 2011 Apr;32(3):44–9.
48. Otto T, Mörmann WH. Clinical performance of chairside CAD/CAM feldspathic ceramic posterior shoulder crowns and endocrowns up to 12 years. *Int J Comput Dent*. 2015;18(2):147–61.
49. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*. 2019 Dec 4;19(1):134.
50. Chen Y, Yeung AWK, Pow EHN, Tsoi JKH. Current status and research trends of lithium disilicate in dentistry: A bibliometric analysis. *J Prosthet Dent*. 2021 Oct;126(4):512–22.
51. Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. *J Prosthet Dent*. 2015 Sep;114(3):364–6.
52. Fabian Fonzar R, Goracci C, Carrabba M, Louca C, Ferrari M, Vichi A. Influence of Acid Concentration and Etching Time on Composite Cement Adhesion to Lithium-silicate Glass Ceramics. *J Adhes Dent*. 2020;22(2):175–82.
53. Vichi A, Fabian Fonzar R, Carrabba M, Louca C, Scotti N, Mazzitelli C, et al. Comparison between Hydrofluoric Acid and Single-Component Primer as Conditioners on Resin Cement Adhesion to Lithium Silicate and Lithium Disilicate Glass Ceramics. *Materials*. 2021 Nov 10;14(22):6776.
54. Nogueira I de O, Oliveira PFG de, Magno MB, Ferreira DMTP, Maia LC, Rabello TB. Does the application of an adhesive layer improve the bond strength of etched and silanized glass-ceramics to resin-based materials? A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2021 Jan;125(1):56–64.
55. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*. 2019 Dec 4;19(1):134.
56. Rauch A, Reich S, Dalchau L, Schierz O. Clinical survival of chair-side generated monolithic lithium disilicate crowns: 10-year results. *Clin Oral Investig*. 2018 May 4;22(4):1763–9.

57. Sulaiman TA, Suliman AA, Abdulmajeed AA, Zhang Y. Zirconia restoration types, properties, tooth preparation design, and bonding. A narrative review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2024 Jan 15;36(1):78–84.
58. Surlari Z, Lordache C, Nicolae Bosînceanu D, Raluca Baci E, Țănculescu O, Gabriela Bosînceanu D. Zirconia-dental material for future- an overview. *Roman Journal MedDent Ed*. 2018;7(2):68–74.
59. Selz CF, Strub JR, Vach K, Guess PC. Long-term performance of posterior InCeram Alumina crowns cemented with different luting agents: a prospective, randomized clinical split-mouth study over 5 years. *Clin Oral Investig*. 2014 Jul 22;18(6):1695–703.
60. Alamar A, Blatz MB. The resin bond to high-translucent zirconia—A systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2022 Jan 24;34(1):117–35.
61. da Rosa LS, Dapieve KS, Dalla-Nora F, Rippe MP, Valandro LF, Sarkis-Onofre R, et al. Does Adhesive Luting Reinforce the Mechanical Properties of Dental Ceramics Used as Restorative Materials? A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Adhes Dent*. 2022 Apr 13;24(1):209–22.
62. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*. 2012;4(2):76.
63. Revilla-León M, Meyers MJ, Zandinejad A, Özcan M. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2019 Jan;31(1):51–7.
64. Methani MM, Cesar PF, de Paula Miranda RB, Morimoto S, Özcan M, Revilla-León M. Additive Manufacturing in Dentistry: Current Technologies, Clinical Applications, and Limitations. *Curr Oral Health Rep*. 2020;7(4):327–34.
65. Revilla-León M, Meyers MJ, Zandinejad A, Özcan M. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2019 Jan 27;31(1):51–7.
66. Grzebieluch W, Kowalewski P, Grygier D, Rutkowska-Gorczyca M, Kozakiewicz M, Jurczyszyn K. Printable and Machinable Dental Restorative Composites for CAD/CAM Application—Comparison of Mechanical Properties, Fractographic, Texture and Fractal Dimension Analysis. *Materials*. 2021 Aug 29;14(17):4919.
67. Pradíes G, Morón-Conejo B, Martínez-Rus F, Salido MP, Berrendero S. Current applications of 3D printing in dental implantology: A scoping review mapping the evidence. *Clin Oral Implants Res*. 2024 Aug 6;35(8):1011–32.
68. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*. 2016 Jan;32(1):54–64.

69. Pillai S, Upadhyay A, Khayambashi P, Farooq I, Sabri H, Tarar M, et al. Dental 3D-Printing: Transferring Art from the Laboratories to the Clinics. *Polymers (Basel)*. 2021 Jan 4;13(1):157.
70. Kurt A, Altintas Sh, Kiziltas Mv, Tekkeli Se, Guler Em, Kocyigit A, et al. Evaluation of residual monomer release and toxicity of self-adhesive resin cements. *Dent Mater J*. 2018;37(1):40–8.
71. Bayraktar G, Guvener B, Bural C, Uresin Y. Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on the residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2006 Feb 13;76B(2):340–5.
72. Gautam R, Singh RD, Sharma VP, Siddhartha R, Chand P, Kumar R. Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2012 Jul 27;100B(5):1444–50.
73. Chen Z, Li Z, Li J, Liu C, Lao C, Fu Y, et al. 3D printing of ceramics: A review. *J Eur Ceram Soc*. 2019;39(4):661–87.
74. Xing H, Zou B, Li S, Fu X. Study on surface quality, precision and mechanical properties of 3D printed ZrO₂ ceramic components by laser scanning stereolithography. *Ceram Int*. 2017;43(18):16340–7.
75. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dental Materials*. 2019 Jun;35(6):825–46.
76. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for 3D Metal Printing in Dentistry. *Curr Oral Health Rep*. 2017 Sep 24;4(3):201–8.
77. Bae S, Hong MH, Lee H, Lee CH, Hong M, Lee J, et al. Reliability of Metal 3D Printing with Respect to the Marginal Fit of Fixed Dental Prostheses: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Materials (Basel)*. 2020 Oct 26;13(21).
78. Zafar MS, Amin F, Fareed MA, Ghabbani H, Riaz S, Khurshid Z, et al. Biomimetic Aspects of Restorative Dentistry Biomaterials. *Biomimetics (Basel)*. 2020 Jul 15;5(3).
79. Makhija SK, Lawson NC, Gilbert GH, Litaker MS, McClelland JA, Louis DR, et al. Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *J Dent*. 2016 Dec;55:40–7.
80. Mahoney E, Holt A, Swain M, Kilpatrick N. The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. *J Dent*. 2000 Nov;28(8):589–94.
81. Zafar M. A Comparison of Dental Restorative Materials and Mineralized Dental Tissues for Surface Nanomechanical Properties. *Life Sci J*. 2014 May;11:19–24.
82. MAGNE P, DOUGLAS WH. Rationalization of Esthetic Restorative Dentistry Based on Biomimetics. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1999 Jan;11(1):5–15.
83. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. *Clin Oral Investig*. 2008 Mar 27;12(1):1–8.

84. Marufu C, Kisumbi BK, Osiro OA, Otieno FO. Effect of finishing protocols and staining solutions on color stability of dental resin composites. *Clin Exp Dent Res*. 2022 Apr 29;8(2):561–70.
85. International Organization for Standardization. ISO 4049: Dentistry—Polymer Based Restorative Materials. 4th ed. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization; 2019.
86. Ebnesajjad S. Surface and material characterization techniques. In: *Handbook of adhesives and surface preparation*. Elsevier; 2011. p. 31–48.
87. Epp J. 4 - X-ray diffraction (XRD) techniques for materials characterization. In: Hübschen G, Altpeter I, Tschuncky R, Herrmann HG, editors. *Materials Characterization Using Nondestructive Evaluation (NDE) Methods*. Woodhead Publishing; 2016. p. 81–124.
88. Barrios VAE, Méndez JRR, Aguilar NVP, Espinosa GA, Rodríguez JLD. FTIR-an essential characterization technique for polymeric materials. Vol. 4. InTech; 2012.
89. Bresenham JE. Algorithm for computer control of a digital plotter. *IBM Systems Journal*. 1965;4(1):25–30.
90. Inkson BJ. 2 - Scanning electron microscopy (SEM) and transmission electron microscopy (TEM) for materials characterization. In: Hübschen G, Altpeter I, Tschuncky R, Herrmann HG, editors. *Materials Characterization Using Nondestructive Evaluation (NDE) Methods*. Woodhead Publishing; 2016. p. 17–43.
91. Wang L, D'Alpino PHP, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*. 2003 Sep;11(3):162–7.
92. Vaidya A, Pathak K. Mechanical stability of dental materials. In: *Applications of Nanocomposite Materials in Dentistry*. Elsevier; 2019. p. 285–305.
93. International Organization for Standardization. ISO 6872, Dentistry—Ceramic Materials. 4th ed. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization; 2015.
94. Koenig A. Analysis of air voids in cementitious materials using micro X-ray computed tomography (μ XCT). *Constr Build Mater*. 2020;244:118313.
95. International Organization for Standardization. ISO 6507-1:2023. Metallic materials — Vickers hardness test — Part 1: Test method. 2023;
96. Arora O, Ahmed N, Siurkel Y, Ronsivalle V, Cicciù M, Minervini G. A comparative evaluation of physical properties of CAD/CAM complete denture resins- an in vitro study. *BMC Oral Health*. 2024;24(1):65.
97. Test Method for Vickers Indentation Hardness of Advanced Ceramics. West Conshohocken, PA: ASTM International; 2015.

98. Başak SS, Yilmaz ZŞ, Bayındır F. Color stability of CAD/CAM provisional materials after immersion in different coloring solutions: a comparative study. *BMC Oral Health*. 2025 Jul 2;25(1):1066.
99. Palacios T, Tarancón S, Abad C, Pastor JY. Saliva Influence on the Mechanical Properties of Advanced CAD/CAM Composites for Indirect Dental Restorations. *Polymers (Basel)*. 2021;13(5).
100. Ten Cate JM, Larsen MJ, Pearce EIF, Fejerskov O. Chemical interactions between the tooth and oral fluids. In: Fejerskov O, Kidd E, editors. *Dental Caries: The Disease and Its Clinical Management*. 2nd ed. Copenhagen: Blackwell Munksgaard; 2003. p. 49–69.
101. COLTENE. BRILLIANT Crios – Guía del Producto. Coltène/Whaledent AG. 2021;Altstätten(Suiza):1–28.
102. Sodeyama MK, Ikeda H, Nagamatsu Y, Masaki C, Hosokawa R, Shimizu H. Printable PICN Composite Mechanically Compatible with Human Teeth. *J Dent Res*. 2021 Dec 12;100(13):1475–81.
103. World Medical Association Declaration of Helsinki. *JAMA*. 2013 Nov 27;310(20):2191.
104. Ferracane JL. Resin composite—State of the art. *Dental Materials*. 2011 Jan;27(1):29–38.
105. Jovanović M, Živić M, Milosavljević M. A potential application of materials based on a polymer and CAD/CAM composite resins in prosthetic dentistry. *J Prosthodont Res*. 2021;65(2):137–47.
106. Tiu J, Belli R, Lohbauer U. Contemporary CAD/CAM Materials in Dentistry. *Curr Oral Health Rep*. 2019 Dec 7;6(4):250–6.
107. Sahin Z, Ozer NE, Yıkıcı C, Kılıçarslan MA. Mechanical Characteristics of Composite Resins Produced by Additive and Subtractive Manufacturing. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2023 Aug 31;31(3):278–85.
108. Al-Hashem A, AlRuwaili H, AlShehri R, AlAqeel S. Characterization of resin-based dental CAD/CAM materials: Physicochemical properties and clinical considerations. *J Prosthodont Res*. 2019;63((2)):122–30.
109. Abdelfattah MY, Al Humayyani N, Alwthinani FK, Alzahrani AH, Alotaibi AO, Yousef M, et al. In vitro evaluation of the mechanical and optical properties of 3D printed vs CAD/CAM milled denture teeth materials. *Saudi Dent J*. 2024 Sep;36(9):1227–32.
110. Borella PS, Alvares LAS, Ribeiro MTH, Moura GF, Soares CJ, Zancopé K, et al. Physical and mechanical properties of four 3D-printed resins at two different thick layers: An in vitro comparative study. *Dental Materials*. 2023 Aug;39(8):686–92.
111. Tokar E, Nezir M, Polat S, Özcan S. Evaluation of optical and mechanical properties of crown materials produced by 3D printing. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*. 2024 Oct 21;34(7):0–0.

112. Çakmak G, Donmez MB, de Paula MS, Akay C, Fonseca M, Kahveci Ç, et al. Surface roughness, optical properties, and microhardness of additively and subtractively manufactured CAD-CAM materials after brushing and coffee thermal cycling. *Journal of Prosthodontics*. 2025 Jan 27;34(1):68–77.
113. Souza A, Oliveira Cruvinel J, Soares S. Influence of Artificial Aging on the Vickers Hardness of Milled and 3D Printed Provisional Materials. *International Journal of Oral and Dental Health*. 2024 Jun 30;10.
114. Chung KH. The Relationship between Composition and Properties of Posterior Resin Composites. *J Dent Res*. 1990 Mar 1;69(3):852–6.
115. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*. 2014;33(5):705–10.
116. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*. 2014;33(5):705–10.
117. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *J Prosthodont Res*. 2018 Jan;62(1):65–74.
118. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res*. 1998 Dec 5;42(3):465–72.
119. Di Fiore A, Stellini E, Alageel O, Alhotan A. Comparison of mechanical and surface properties of two 3D printed composite resins for definitive restoration. *J Prosthet Dent*. 2024 Oct;132(4):839.e1-839.e7.
120. Druck CC, Pozzobon JL, Callegari GL, Dorneles LS, Valandro LF. Adhesion to Y-TZP ceramic: study of silica nanofilm coating on the surface of Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2015 Jan;103(1):143–50.
121. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Fuentes V, Prati C, García-Godoy F. Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *J Dent*. 2003 Jan;31(1):43–50.