

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I



TESIS DOCTORAL

**Caracterización microestructural y propiedades mecánicas
de materiales dentales utilizados para sistemas CAD/CAM**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Cristian Abad Coronel

DIRECTORES

Guillermo Pradíes Ramiro
José Pastor Caño
Teresa Palacios García

Madrid, 2018

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

"Caracterización microestructural y propiedades mecánicas de
materiales dentales utilizados para sistemas CAD/CAM"

Cristian Abad Coronel

2017

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

Departamento de Estomatología I



TESIS DOCTORAL

**“Caracterización microestructural y propiedades mecánicas de
materiales dentales utilizados para sistemas CAD/CAM”.**

Memoria para optar al grado de doctor

PRESENTADA POR:

Cristian Abad Coronel

DIRECTORES:

Guillermo Pradíes Ramiro

José Pastor Caño

Teresa Palacios García

Madrid, 2017



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Estomatología I

**"Caracterización microestructural y propiedades mecánicas de
materiales dentales utilizados para sistemas CAD/CAM".**

TESIS DOCTORAL

CRISTIAN ABAD CORONEL

2017

“CARACTERIZACIÓN MICROESTRUCTURAL Y PROPIEDADES MECÁNICAS
DE MATERIALES DENTALES UTILIZADOS PARA SISTEMAS CAD/CAM”.

Memoria de investigación que presenta:

Cristian Abad Coronel

Para optar al grado de Doctor en Odontología por la Universidad
Complutense de Madrid

Directores:

Dr. D. Guillermo J. Pradíes Ramiro

Dr. D. José Pastor Caño

Dra. Dña. Teresa Palacios García

Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

Madrid, 2017



D. Guillermo Jesús Pradíes Ramiro, Profesor Titular del Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid; D. José Ygnacio Pastor Caño, Profesor Titular, y Dña. Teresa Palacios García, Profesora de la Universidad Politécnica de Madrid,

CERTIFICAN:

Que el trabajo de investigación titulado "Caracterización microestructural y propiedades mecánicas de materiales dentales utilizados para sistemas CAD/CAM" del que es autor D. Cristian Abad Coronel, ha sido diseñado y desarrollado bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos científicos, metodológicos y formales necesarios para ser presentado y defendido como Tesis Doctoral ante el Tribunal correspondiente.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente documento en Madrid a 2 de septiembre de 2017.

Fdo. Guillermo J. Pradíes Ramiro

Fdo. Ygnacio Pastor Caño

Fdo. Teresa Palacios García

Agradecimientos

A mi Profesor, Maestro, y Amigo, *Guillermo*. Por mostrarme el camino, por creer en mí desde el inicio y por su incondicional apoyo hasta el final. Lo que este trabajo tenga de positivo es suyo.

A José Ygnacio y a Teresa por enseñarme todo un mundo desconocido para mí, del que tanto saben.

A mis *Padres*, por cada día de mi vida, y por su legado.

A la *Universidad de Cuenca* - Ecuador, a su *Rector* y actuales autoridades de la Facultad de Odontología, por permitirme lograr esta meta.

A *Dunia, Marco y Patricia*. Simplemente GRACIAS.

A Maripaz. Contigo, sé que la generosidad existe.

A mis *compañeros docentes y a mis queridos alumnos* del Máster de Odontología Restauradora basada en las Nuevas tecnologías de la Universidad Complutense de Madrid. Por su estímulo, su vibra y su voluntad de compartir.

A *José Bartolomé*, por su ayuda pronta, su paciencia y su asesoría generosa.

A mis *amigos* de Madrid y España. Por acogerme como uno más.

Dedicatoria

A Cristian Daniel y Joaquín. Por no dejarme solo a pesar de la distancia.

Para ustedes este pequeño esfuerzo que jamás recompensará el suyo.

Índice

1	Introducción	31
1.1	Generalidades	33
1.2	Materiales Analizados	41
1.2.1	Lava Ultimate®	42
1.2.2	Cerasmart®	44
1.2.3	Crios Brilliant®	46
1.2.4	Vita Enamic®	48
1.2.5	Empress CAD®	50
1.2.6	Emax CAD®	52
1.2.7	VITA Suprinity®	56
1.2.8	Celtra®	58
1.3	Propiedades mecánicas y físicas	59
1.3.1	Resistencia a flexión	60
1.3.2	Tenacidad de fractura	63
1.3.3	Dureza	64
1.3.3.1	Microdureza	65
1.3.3.2	Nanodureza	65
1.3.4	Densidad	66
1.4	Caracterización microscópica	67
2	Justificación, objetivos e hipótesis.....	69
2.1	Introducción y Justificación	71
2.2	Objetivos	73
2.3	Hipótesis de trabajo	74
3	Material y método.....	77
3.1	Introducción	79
3.2	Preparación de las muestras	80
3.3	Ensayos y Análisis	81
3.3.1	Ensayos de resistencia a flexión	83
3.3.2	Ensayos de flexión en tres puntos	85

3.3.3	<i>Ensayos de tenacidad de fractura</i>	86
3.3.4	<i>Ensayos de nano-indentación</i>	87
3.3.5	<i>Ensayos de micro-indentación</i>	89
3.3.6	<i>Tiempos de fresado</i>	91
3.3.7	<i>Ensayos de densidad</i>	92
3.4	<i>Caracterización microscópica</i>	92
3.5	<i>Fluorescencia por Rx</i>	93
3.6	<i>Difracción por RX</i>	94
3.7	<i>Tratamiento de los datos</i>	97
4	Resultados.....	99
4.1	<i>Estadística Descriptiva</i>	101
4.2	<i>Propiedades Físicas y Químicas</i>	101
4.2.1	<i>Densidad</i>	101
4.2.2	<i>Dureza</i>	103
4.2.3	<i>Tenacidad</i>	109
4.2.4	<i>Resistencia a flexión</i>	113
4.3	<i>Estadística Inferencial</i>	117
4.4	<i>Caracterización microestructural</i>	130
4.5	<i>Caracterización microscópica</i>	163
5	Discusión.....	169
5.1	<i>Consideraciones Previas</i>	171
5.2	<i>Sobre la caracterización microscópica</i>	175
5.3	<i>Sobre las propiedades mecánicas y físicas</i>	179
5.3.1	<i>Densidad</i>	179
5.3.2	<i>Resistencia a Flexión</i>	182
5.3.3	<i>Dureza</i>	188
5.3.4	<i>Tenacidad</i>	194

5.4	<i>Recomendaciones sobre las indicaciones clínicas de los materiales CAD/CAM analizados</i>	207
5.5	<i>Limitaciones del estudio</i>	210
5.6	<i>Perspectivas futuras</i>	211
6	Conclusiones.....	213
7	Bibliografía.....	217

Title: Microstructural characterization and mechanical properties of dental materials used for CAD / CAM systems.

Introduction: Currently, oral rehabilitation protocols tend to replace missing tooth structure based on the preservation of the remaining tissue and the rehabilitation of the tissues that best resemble natural teeth. In general, due to the extension of the lesion or the old restorations, the residual adamantine and dentinal tissues may become weak and unsupported. Thus, prosthetic restoration aims to recover esthetically and functionally the physical, mechanical, and optical characteristics of hard and soft tissues. It is possible to perform indirect one day restorations in the dental office using computer aided design and computer aided manufacturing (CAD/CAM). Within dentistry CAD/CAM systems, we can distinguish those specially designed for use in a specialized prosthesis laboratory, and the systems for clinical use. Following this trend, new technologies have been incorporated in the field of oral rehabilitation. Periodically, new, and different CAD/CAM materials are available in the market that need clinical and laboratory investigations to evaluate their properties and to make the proper decisions about their use. Due to the short time of existence and service of these materials, the available scientific evidence is scarce. A comprehensive study covering the various materials used for chairside systems is necessary. Therefore, it is necessary to know the mechanical and microstructural properties of the materials to understand their effective behavior.

Aims: The main aim of this research was to evaluate the mechanical behavior and microstructure of eight solid dental materials dispensed in blocks of different sizes for use in CAD/CAM systems. This study had the following specific aims: 1) To find the microstructure of eight dental CAD/CAM materials. 2) To find the values of flexural strength, hardness, modulus of elasticity and fracture toughness of eight CAD/CAM materials. 3) To compare the results obtained for each material and variable previously exposed deciding if there are differences of behavior between them. 4) To evaluate if the values obtained were related to the composition or to the microstructure of the materials. 5) To assess the effect of the saliva on the studied materials. 6) To make possible clinical recommendations according to the obtained results.

Material and methods: The materials tested in this study were resin based (LAVA[®], 3M-ESPE[®]; CRIOS[®], COLTENE and CERASMART[®], GC[®]), reinforced glasses (EMPRESS CAD[®], Ivoclar-Vivadent[®]) and glass-ceramics (E.MAX CAD[®], Ivoclar-Vivadent[®]; SUPRINITY[®], VITA[®]; and CELTRA[®], Dentsply[®]) and a hybrid material (ENAMIC[®], VITA[®]). Mechanical properties evaluated were flexural strength at air and at saliva, fracture toughness at air and saliva and hardness. Density determination was based on the Archimedean Principle. The microstructures of the CAD/CAM materials were characterized using Scanning Electron Microscopy (SEM), Fluorescence X-ray Spectroscopy (EDX), and X-ray Diffraction (XRD).

Results: The polymer base materials to the microstructural analysis presented an amorphous phase, due to the predominance of the

organic matrix holding to the inorganic filler. However, the arrangement of the elements of this phase was fundamental, to explain its biomechanical behavior. The hybrid material (ENAMIC®) had two interpenetrating phases. Ceramic materials showed typical crystalline peaks for each material, either with leucite crystals, silicate, or lithium disilicate, in various shapes and sizes. As for **density**, plastic-based materials, turned out to be less dense than ENAMIC® and of course ceramic-based materials. Within the ceramic-based materials, SUPRINITY® and CELTRA® proved to be the denser. On the other hand, EMAX CAD® is less dense than SUPRINITY® and CELTRA®, which is still subject to crystallization. Regarding the **flexural strength**, the ceramic materials with the presence of silicate (SUPRINITY®) and crystallized lithium disilicate (E.MAX CAD®) were the ones with the highest values for this property. An important fact was that LAVA®, a polymer material, presented the third highest value among all the materials studied, due to the presence of zirconium dioxide in its microstructure, even surpassing the other material of lithium silicate (CELTRA®), which presented results like CRIOS®, another polymer-based material with a good performance. Regarding the **hardness**, the ceramic base materials had the best performance, the materials with lithium silicate and disilicate being the best values showed (CELTRA® with 7.18 GPa and 7.03 for EMAX CAD®) with respect to the materials of polymer base (LAVA® with 1.03 GPa, CRIOS® with 0.8 GPa, and CERASMART® with 0.7 GPa). The ceramic matrix material infiltrated with polymer (ENAMIC® with 1.91 GPa) showed

significant differences with a micro-hardness lower than the ceramic materials, but slightly higher compared to the polymer-based materials. For the fracture **toughness**, the observed results placed the ceramic materials with crystalline structure as the materials with greater toughness of all studied, superior to those of polymer base and superior to the hybrid material. The plastic base materials and the hybrid material did not show any differences.

Conclusions: The eight materials studied presented a general mechanical behavior, more related to the microstructure of the generic group to which they belonged: ceramic based materials (SUPRINITY[®], CELTRA[®], EMAX CAD[®]), polymer base (LAVA[®], CRIOS[®] AND CERASMART[®]) and hybrid composition (ENAMIC[®]) than individualities of the chemical elements that integrated them. In relation to the values of flexural strength, hardness, and toughness, crystalline reinforced ceramic base materials with silicate components (SUPRINITY[®] and CELTRA[®]) and lithium disilicate (EMAX CAD[®]) showed significantly higher values high compared with the plastic base materials and the hybrid material studied. Exposure to saliva had a reducing effect on the values obtained by the materials in hardness, toughness, and flexural strength. However, the material with lithium disilicate (EMAX CAD[®]) presented, contrary to the rest of the materials, higher tenacity values after immersion in artificial saliva. Among the ceramic materials with crystalline reinforcement, SUPRINITY[®] and CELTRA[®] presented the best mechanical behavior in this study. Therefore, we recommend these materials as

being particularly suitable for complete and implanted complete coronary restorations. After checking compliance with the biomechanical requirements needed by international standards, CRIOS[®] and CERASMART[®] plastic base materials in addition to ENAMIC[®] (hybrid material) would be particularly suitable for smaller partial restorations. Its reduced machining time, ease of insertion, faster preparation and the possibility of adhesive cementation would justify this. The materials with high values in micro-hardness and nano-hardness, allow us to recommend EMPRESS CAD[®], CELTRA[®] and SUPRINITY[®] such as the most suitable CAD/CAM materials for veneers.

Título: Caracterización microestructural y propiedades mecánicas de materiales dentales utilizados para sistemas CAD/CAM.

Introducción: En la actualidad, los protocolos de rehabilitación oral se fundamentan en la preservación del tejido remanente y la emulación de los tejidos a rehabilitar. Es posible realizar restauraciones indirectas en la misma sesión en el consultorio dental mediante el diseño asistido por ordenador y la fabricación asistida por ordenador (CAD / CAM). Debido al gran número y variedad de los materiales disponibles para sistemas CAD /CAM, es un desafío para el dentista elegir el material más apropiado para cada caso clínico, considerando las condiciones funcionales, estéticas y biomecánicas de cada paciente. Dentro de los sistemas CAD/CAM en odontología, se distinguen aquellos especialmente diseñados para su uso en un laboratorio de prótesis y los sistemas para uso clínico. Periódicamente, hay nuevos y diferentes materiales para sistemas CAD/CAM disponibles en el mercado que requieren investigaciones clínicas y de laboratorio para evaluar sus propiedades. Debido al corto tiempo de existencia y servicio de estos materiales, la evidencia científica disponible es escasa. Por lo tanto, es necesario conocer las propiedades mecánicas y microestructurales de los materiales CAD/CAM.

Objetivos: El objetivo principal de esta investigación fue analizar el comportamiento mecánico y la microestructura de ocho sólidos dentales materiales distribuidos en forma de bloques cuadrangulares de diferentes tamaños para su uso en diferentes sistemas de mecanizado

por fresado de laboratorio clínico y dental. También se estudió la evolución de su comportamiento mecánico después de un mes en inmersión en saliva. Este objetivo general se proyectó en los siguientes objetivos específicos: 1) Identificar la microestructura de ocho materiales CAD / CAM dentales. 2) Determinar los valores de resistencia a la flexión, dureza, módulo de elasticidad y tenacidad a la fractura de ocho materiales CAD / CAM. 3) Comparar los resultados obtenidos para cada material y variable previamente expuestos determinando si existieron diferencias de comportamiento entre ellos. 4) Analizar si los valores obtenidos estuvieron asociados a las características de composición del mismo entendido como el grupo de composición química básica (cerámica o plástico) al que pertenecen. 5) Evaluar el efecto de la saliva sobre los materiales estudiados y la evolución de su comportamiento.

Material y métodos: Se seleccionaron ocho materiales CAD/CAM disponibles comercialmente, desde aquellos de base polimérica (LAVA 3M-ESPE, CRIOS COLTENE y CERASMART GC), vidrios reforzados (EMPRESS CAD, Ivoclar-Vivadent, E.MAX CAD, Ivoclar-Vivadent , SUPRINITY, VITA y CELTRA, Dentsply) hasta un material híbrido (ENAMIC, VITA). Para la caracterización mecánica, se realizaron pruebas de resistencia a la flexión en aire y saliva, tenacidad a la fractura en aire y saliva y dureza en aire y saliva. La densidad también se midió con el método convencional de Arquímedes. Las microestructuras de los materiales se caracterizaron mediante microscopía electrónica de barrido (SEM),

espectroscopia de fluorescencia de rayos X (EDX) y difracción de rayos X (XRD).

Resultados: Los materiales de base polimérica al análisis microestructural presentaron una fase amorfa, debido a la predominancia de la matriz orgánica que contiene al relleno. Sin embargo, la disposición de los elementos de esta fase fue fundamental, para explicar su comportamiento biomecánico. El material híbrido presentó dos fases interpenetradas. Los materiales cerámicos presentaron los picos cristalinos típicos para cada material, ya sea con cristales de leucita, silicato, o disilicato de litio, en diversas formas y tamaños. En cuanto a la **densidad**, los materiales de base plástica, como podía esperarse, resultaron ser menos densos que ENAMIC® y por supuesto que los materiales de base cerámica. Dentro de los materiales de base cerámica, SUPRINITY® y CELTRA® resultaron ser los más densos. Llama la atención por otra parte, que EMAX CAD® resultara menos denso que SUPRINITY® y CELTRA® aún sometido al proceso de cristalización. En cuando a la **resistencia a flexión**, los materiales cerámicos con presencia de silicato (SUPRINITY®) y disilicato de litio cristalizado (E.MAX CAD®) fueron los que presentaron valores más altos para esta propiedad. Un dato importante fue que LAVA® un material polimérico, presentó, el tercer valor más alto de entre todos los materiales estudiados probablemente debido a la presencia de dióxido de zirconio en su microestructura mucho más fina incluso superando al otro material de silicato de litio (CELTRA®), el cual presentó resultados similares a

CRIOS[®] otro material de base polimérica con un buen desempeño. En referencia a la **dureza**, los materiales de base cerámica tuvieron el mejor comportamiento, siendo los materiales con silicato y disilicato de litio los que mejores valores mostraron (CELTRA[®] con 7,18 GPa y 7,03 para EMAX CAD[®]) respecto a los materiales de base polimérica (LAVA[®] con 1,03 GPa, CRIOS[®] con 0,8 GPa, y CERASMART[®] con 0,7 GPa). El material de matriz cerámica infiltrado con polímero (ENAMIC[®] con 1,91 GPa) mostró diferencias significativas con una micro-dureza menor respecto a los materiales cerámicos, pero ligeramente mayor frente a los materiales de base polimérica. Para la **tenacidad**, los resultados observados colocan a los materiales cerámicos con estructura cristalina como los materiales con mayor tenacidad de entre todos los estudiados, superiores a los de base polimérica y superiores al material híbrido. Los materiales de base plástica y el material híbrido no presentaron diferencias entre sí.

Conclusiones: Los ocho materiales estudiados presentaron un comportamiento físico mecánico general, más relacionado con la microestructura del grupo genérico al que pertenecían: materiales de base cerámica, de base polimérica y de composición híbrida que a individualidades propias de los elementos químicos que los integraban. En relación con los valores de resistencia a flexión, dureza, y tenacidad, los materiales de base cerámica con refuerzo cristalino con componentes de silicato y disilicato de litio mostraron de manera

significativa, valores más altos comparados con los materiales de base plástica y del material híbrido estudiado. La exposición a saliva tuvo un efecto reductor en los valores obtenidos por los materiales en dureza, tenacidad y resistencia a flexión. Entre los materiales cerámicos con refuerzo cristalino, SUPRINITY® y CELTRA® presentaron los mejores comportamientos mecánicos en este estudio. Por ello, nos permitimos recomendar estos materiales como especialmente indicados para coronas completas tanto dento como implantoportadas. Tras la verificación del cumplimiento de los requisitos biomecánicos exigidos por las normas internacionales, los materiales de base plástica CRIOS® y CERASMART® además de ENAMIC® (material híbrido) estarían especialmente indicados para restauraciones parciales de menor tamaño como incrustaciones. Su reducido tiempo de mecanizado, facilidad de inserción, preparación más simple y posibilidad de cementación adhesiva así lo justificarían. Los altos valores encontrados en micro-dureza, nano-dureza, y la disposición y tamaño de sus cristales microestructuralmente, nos permiten recomendar a EMPRESS CAD®, CELTRA® y SUPRINITY® como los materiales CAD/CAM más indicados para carillas estéticas.

Introducción

1.1.- GENERALIDADES

En la actualidad, los protocolos de rehabilitación oral tienden a la sustitución de los tejidos dentarios perdidos basándose en dos aspectos fundamentales: la preservación máxima del tejido remanente y la rehabilitación de esos tejidos que se asemeje lo mejor posible a los dientes naturales. En general, debido a la extensión de la lesión o de restauraciones antiguas los tejidos adamantinos y dentinarios remanentes pueden quedar debilitados y sin soporte. Así, la restauración protésica persigue recuperar estética y funcionalmente las características físicas, mecánicas y ópticas de los tejidos duros y blandos a restaurar (1). El clínico dispone para el tratamiento de alternativas directas e indirectas para la realización de las restauraciones protésicas correspondientes. Las restauraciones indirectas requieren de la preparación de los dientes o implantes problema, la toma de impresión convencional o digital y su envío al laboratorio para su elaboración final. Las restauraciones directas se pueden realizar en la clínica, sin embargo, en general limitan su uso a restauraciones intra o extracoronarias de menor tamaño y número de componentes, con materiales plásticos o cerámicos.

Actualmente, es posible realizar las restauraciones indirectas en la misma sesión en la propia consulta dental mediante procedimientos de

diseño y fresado asistidos por ordenador (CAD/CAM) (2). Como mencionan Tapie *et al* (3) y Bohner *et al* (4) la relación entre precisión, flujo digital y sistemas de fresado existentes tiene una importancia clave en el éxito de las restauraciones CAD/CAM. La revisión realizada por Baroudi sobre la efectividad de los sistemas CAD/CAM concluye que los materiales dentales disponibles hoy en día son alternativas viables para la realización de restauraciones dentales con propiedades mecánicas y estéticas buscadas durante mucho tiempo. Sin embargo, debido al gran número y variedad de ellos, es un desafío para el dentista elegir el material más adecuado para cada caso clínico, considerando los condicionantes funcionales, estéticos y biomecánicos que tiene cada paciente (5).

Dentro de los sistemas CAD/CAM odontológicos, podemos distinguir claramente aquellos especialmente diseñados para su uso en un laboratorio de prótesis especializado, frente a los sistemas tipo "chairside" o de uso en clínica (6). El sistema CAD/CAM CEREC (DENTSPLY-SIRONA, Bensheim, Alemania) con más de 30 años en el mercado odontológico es uno de los más desarrollados exponentes de los sistemas Chairside. Fue desarrollado en los años 80 por el Profesor Werner Mörmann y el Ingeniero Marco Brandestini, en la Universidad de Zurich (7-9). Como Sannino menciona en su estudio: es una tecnología usada mediante la Odontología digital, simple, intuitiva y eficiente para elaborar prótesis dentales (10) con resultados predecibles (11). El uso de

este sistema y las diversas posibilidades que ofrece en cuanto a los materiales dentales, también constituyen un reto para el clínico, obligándolo a conocer las propiedades y características específicas de cada uno de ellos. Las empresas fabricantes involucradas en el mercado dental en base a la demanda de profesionales y pacientes se encuentran constantemente en la necesidad de investigar y crear materiales que cumplan con las propiedades mecánicas y estéticas exigidas. Las nuevas tecnologías de fabricación de restauraciones se han incorporado también al mundo odontológico, sobre todo en el campo de la rehabilitación oral. Periódicamente, se encuentran disponibles en el mercado nuevos y distintos materiales que requieren de investigaciones tanto clínicas como de laboratorio para evaluar las posibilidades de los mismos y tomar las decisiones adecuadas sobre su utilización.

En general los materiales de uso restaurador (5) se pueden agrupar en dos grandes categorías: materiales de base cerámica y materiales de base plástica. Las restauraciones directas confeccionadas con materiales de base plástica, tienen una serie de ventajas y desventajas. Entre las ventajas están la factibilidad de reparación, posibilidad de restauraciones con grosores mínimos, mayor resiliencia, un módulo elástico más cercano a la dentina, maquinado más rápido y menor desgaste del esmalte antagonista (12-14) mientras que entre sus desventajas están la tendencia a un mayor desgaste,

inestabilidad cromática, pérdida de brillo y pulido, y una menor conversión de monómeros en porcentaje. Las de tipo cerámico tienen como principales ventajas la mayor resistencia al desgaste y a la deformación, estabilidad cromática, mejor pulido; y entre sus desventajas, la mayor fragilidad, mayor rigidez, dificultad de reparación y un proceso de fresado más lento en las talladoras (15).

En general, comparando el tipo de técnica de elaboración, la rapidez en la obtención, la mayor precisión, mayor homogeneidad de los materiales, ausencia de fallos debido a la técnica y equipamiento para la polimerización en el caso de materiales plásticos, además de la eliminación de varios pasos de la técnica tradicional directa en su fabricación hacen de las técnicas indirectas una gran ventaja para clínicos y pacientes (16).

Los fabricantes realizan estudios internos de estos materiales, previamente para su lanzamiento al mercado. Sin embargo, habitualmente, estos no suelen ser suficientes en cantidad y profundidad, e incluso en muchos casos pueden encontrarse sesgados. Por tanto, los clínicos requieren el apoyo de estudios científicos independientes y bien diseñados que les orienten en el uso e interés de dichos materiales. Debido al escaso tiempo de existencia y servicio, que en muchos casos tienen estos materiales, la evidencia científica disponible es escasa. Un amplio estudio que abarque los distintos

materiales utilizados para los sistemas chairside se hace necesario. Como menciona Attia (12) en su artículo, se requiere conocer las propiedades mecánicas y microestructurales de los materiales para comprender su comportamiento efectivo en un medio tan complejo como la cavidad oral. Recomienda este autor, investigarlos in vitro, replicando lo mejor posible las condiciones orales, antes de realizar estudios clínicos que consumen un período de tiempo mucho más considerable.

Más allá de la importancia de conocer con profundidad la microestructura y propiedades de los materiales, la presentación en bloques de los materiales usados con sistemas chairside, supone además un reto para los investigadores y científicos que pretenden obtener mayor información en sus estudios. En este sentido Belli, explica claramente las variantes que existen respecto al diseño de los especímenes obtenidos desde los bloques comercialmente producidos para los sistemas CAD/CAM y comparados con las pruebas estandarizadas convencionales. Especialmente para pequeñas restauraciones parciales o unitarias, los materiales utilizados para sistemas CAD/CAM vienen en bloques de aproximadamente 14 mm × 12 mm × 18 mm (por ejemplo, bloques C14) o más pequeños todavía (por ejemplo, I12, I10, etc.). A partir de tales tamaños de bloque, los especímenes de ensayo no se pueden producir en formas geométricas comunes recomendados por normas de ensayo apropiadas para la

medición de propiedades mecánicas típicas. Por ello, las probetas tienen diseños más complejos requiriendo accesorios específicos para su elaboración. Esto genera procesos adicionales de mayor precisión para elaborar los especímenes antes de realizar las pruebas de ensayo (17). A partir de la especificación 6872 del año 2008 (18) de la International Standardization Organization (ISO), se determinaron algunos parámetros para analizar las propiedades biomecánicas de los materiales para los sistemas CAD/CAM, y se dividieron en materiales cerámicos para restauraciones parciales denominados de clase I, cuyo requisito principal es tener una resistencia a flexión de al menos 50 MPa. Los de clase II, deberían tener al menos 100 MPa, y son aquellos materiales usados para ser cementados adhesivamente y para coronas unitarias anteriores y posteriores. Por tanto, en este estudio decidimos incorporar los materiales utilizados clásicamente para el sistema chairside CEREC®, pero que pueden ser fresados también con otros sistemas, por lo que un análisis de sus propiedades biomecánicas está plenamente justificado, aún más con la incorporación de la nueva norma ISO del año 2015, respecto al diseño específico de las probetas para los estudios (19). Los materiales dentales disponibles para los sistemas CAD/CAM se pueden dividir en tres grandes grupos en función de su composición:

- 1) Aquellos materiales que presentan un alto contenido en partículas cerámicas. Los materiales de **base cerámica** por su composición química se pueden clasificar en: A) **cerámicas con matriz vítrea**

que comprenden tres subgrupos: I) las cerámicas feldespáticas; II) las cerámicas sintéticas, donde encontramos a los materiales cerámicos de alta resistencia con leucita, silicato de litio y disilicato de litio (14, (20), y III) las cerámicas de óxido para ser infiltradas con vidrio, que incluyen materiales como: alúmina (In Ceram® Alúmina), alúmina y magnesio (In Ceram® Spinell) y por último, alúmina y zirconia (In Ceram® Zirconia). B) cerámicas policristalinas no metálicas sin contenido de fase vítrea que incluyen I) alúmina, II) zirconia estabilizada, III) Alúmina reforzada con zirconia y IV) zirconia reforzada con alúmina (21).

- 2) Por otra parte, están los materiales con **base polimérica** que presentan diversidad en su composición inorgánica y microestructura, lo que influye notablemente en su comportamiento biomecánico. Estos materiales debido a su proceso de polimerización industrial en alta presión y alta temperatura se vuelven mucho más homogéneos con fases mutuamente continuas e interpenetradas, que los distinguen de los materiales restauradores de composite convencionales fotopolimerizables (22).
- 3) Finalmente, se ha introducido un grupo cuya composición identifica a estos materiales como "**híbridos**", presentando una matriz de cerámica que a la vez sirve como una red donde se ha infiltrado material polimérico otorgándole propiedades que combinan las características y por ende las ventajas de los

materiales que lo componen (23). Estos nuevos materiales han sido denominados en la literatura como materiales cerámicos-resinosos con una matriz interpenetrante (IPN, Interpenetrating Network Ceramic-Resin Materials) (24).

En la figura 1.1 se puede observar un esquema de la clasificación de los materiales CAD/CAM con sus respectivas marcas comerciales disponibles actualmente en bloques en el mercado (año 2017).

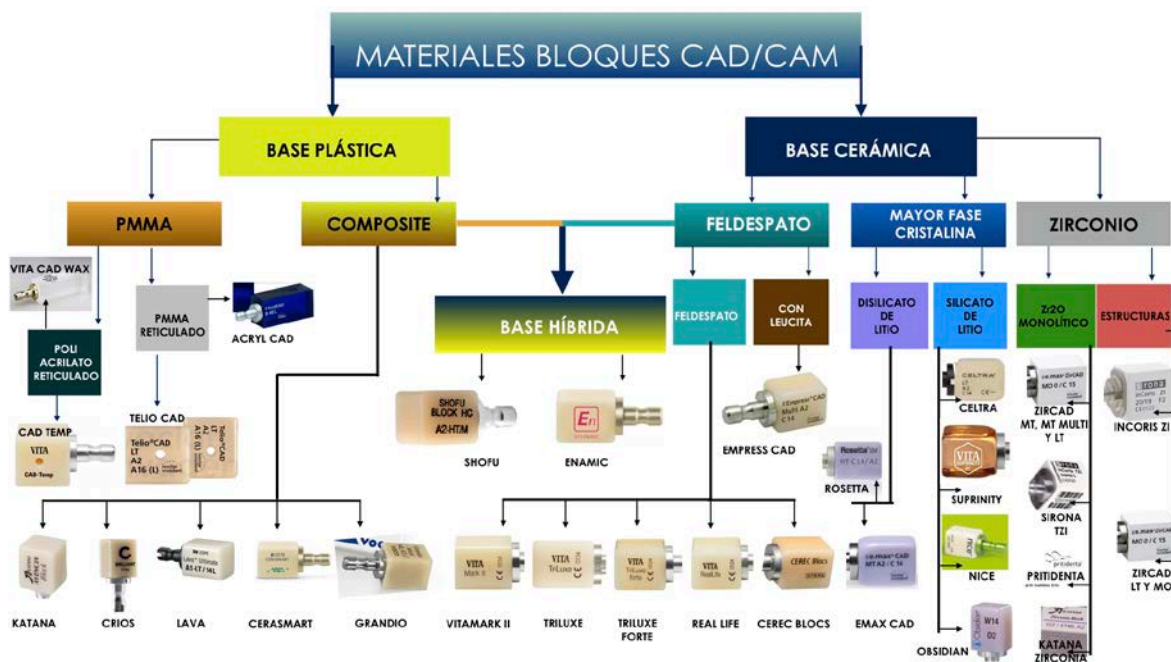


Figura 1.1.- Clasificación de bloques CAD/CAM.

1.2.- MATERIALES ANALIZADOS

En este trabajo se han descrito ocho materiales con similares indicaciones clínicas, disponibles en bloques con tamaños en común (C14) para ser fresados con el sistema CAD/CAM CEREC® aunque es posible realizar su procesamiento en otros sistemas, y correspondientes a materiales, de base cerámica, de base plástica y uno considerado por sus especiales características, híbrido (Figura 1.2). Dentro de los grupos de materiales de base cerámica se han incluido tres que presentan en su composición silicato o disilicato de litio, y que han ganado innegable popularidad dentro del campo científico odontológico (25) como son EMAX CAD®, SUPRINITY®, y CELTRA DUO®. En este grupo se ha incluido uno de los materiales en estado de precristalización (EMAX CAD®) para observar objetivamente el cambio de sus propiedades tras el proceso de cristalización. Otro material de base cerámica se corresponde con una cerámica feldespática con cristales de leucita, denominado comercialmente EMPRESS CAD®. Dentro de los materiales de base plástica se han incluido: LAVA ULTIMATE®, CERASMART®, y CRIOS® BRILLIANT®. Como se decía anteriormente, también se ha incluido un material denominado "híbrido" ya que en su composición presenta una matriz de cerámica feldespática con un componente polimérico infiltrado denominado comercialmente VITA ENAMIC®. A continuación, describimos las características de cada uno de los materiales estudiados:



Figura 1.2.- Materiales CAD/CAM utilizados en este estudio.

1.2.1.- LAVA ULTIMATE®

Es un material denominado por el fabricante como una “resina nanocerámica”. Su fabricante aclara que no es ni una resina ni un composite, ni tampoco una cerámica pura. Según su información técnica es una mezcla de ambos, pero primariamente de cerámica. Fácilmente fresable por el sistema CEREC® chairside, tiene una fácil y rápida capacidad de pulido. Este material se puede complementar o reparar con resinas de fotocurado correspondientes al sistema de composites FILTEK XTE®, aunque requiere de un tratamiento mecánico previo más aplicación de adhesivo en la superficie para lograr valores de al menos 19 MPa de resistencia adhesiva (26).



Figura 1.3.- Bloque de LAVA ULTIMATE® para el sistema CAD/CAM CEREC®.

El fabricante informa que para la elaboración de este material ha utilizado procesos de nanotecnología, es decir ha manipulado la arquitectura de la estructura cerámica a nano-escala (1-100 nm). Esta nano-disposición de las partículas ha sido acoplada con resina. Estas partículas nanométricas, son monodispersas, no agregadas, no aglomeradas y son de dos tipos: 1) Nanómeros de sílica de 20 nm de diámetro y 2) nanómeros de zirconia de 4 a 11 nm. Las partículas han sido tratadas con un agente de unión de silano que se une químicamente a la superficie nanocerámica y se adhiere químicamente a la matriz resinosa durante el proceso de elaboración. Las partículas dispuestas en "nanoclusters" consisten en nanopartículas ligadas entre sí. A pesar de que son estructuralmente diferentes de las partículas más

densas, los nanoclusters permiten incorporar una alta proporción de relleno cerámico dentro de los bloques fresables. Según el fabricante, el promedio del tamaño de las partículas dispuestas en el sistema de nanoclusters de LAVA ULTIMATE®, es de 0.6 a 10 micrómetros. La proporción del contenido de material nanocerámico equivale al 80% del peso. La incorporación de nanoclusters reduciría el espacio intersticial de las partículas de relleno, otorgando al material un alto contenido nanocerámico (27). El material no requiere ningún proceso de cocción o de fotocurado posterior al fresado. Se presenta en bloques de tamaño 12, 14 y 14L, con colores compatibles con la guía VITA, en A1, A2, A3, A3.5, y B1 tanto en baja translucidez (LT) como en alta translucidez (HT). Los bloques en colores BL, C2 y D2 solamente se presentan en LT. Los bloques de este material se encuentran disponibles y son compatibles según su fabricante para sistemas CEREC® (Figura 1.2), PlanMill/E4D®, TS150® y con mandril azul para uso con Carestream 3600®, Roland DWX-50® y Roland DWX-4® (27).

1.2.2.- CERASMART®

Según su casa fabricante es un material de nanocerámica híbrida, donde las partículas se disponen muy densamente dejando menor espacio intermolecular. Está compuesto por un relleno que ocupa un 71% del peso, con partículas de sílice de 20 nanómetros y de bario vítreo con un tamaño de 300 nanómetros (28).



Figura 1.4.- Bloque de CERASMART® para el sistema CAD/CAM CEREC®

La composición del material no está del todo clarificada pues por un lado se define con el término híbrido, lo cual no sería correcto pues no se ajusta a las propiedades reales del material según Mainjot. Este autor en su artículo afirma que se podría considerar a este bloque de composite con partículas de relleno en una matriz de UDMA (uretanodiglicilmetacrilato) con el nombre de nanocerámico (29). Awada *et al.* justifican su estudio en la escasa información disponible sobre este material, evaluando sus propiedades mecánicas comparándolo con materiales disímiles tanto en composición como de acuerdo a su método de fabricación. En aquel trabajo, CERASMART® presentó valores de resistencia a la flexión de 219 MPa, un módulo elástico de 7.9 GPa y un módulo elástico de 3.07 MPa (30). CERASMART®

se presenta en bloques de tamaño 12, 14 y 14L, en colores según la guía VITA, A1, A2, A3, A3.5, y B1, tanto en HT (high translucency) como en LT (low translucency). CERASMART® no requiere cocción adicional ni fotocurado posterior al fresado, pero puede ser complementado por composites de fotocurado. Puede ser caracterizado con el sistema OPTIGLAZE® (GC, Japón) y reparado con sistemas de composite directo GAENIAL FLO® (GC, Japón). Se recomienda pulirlo manualmente mediante el sistema GRADIA DIAPOLISHER® (GC, Japón). Se encuentra en presentaciones compatibles para ser maquinadas en los sistemas CEREC® (Figura 1.3) y PLANMILL® (28).

1.2.3.- CRIOS BRILLIANT®

CRIOS® es un material que presenta una matriz de composite reforzado con un relleno de vidrio de bario del 71 % del volumen con partículas de sílice amorfo de 20 nm. Dada su característica de material de base plástica, no procede una cocción en horno posterior al fresado. Una vez fresado, este material puede ser modificado, caracterizado o reparado, previo el asperizado con una fresa de diamante de grano grueso y el tratamiento de superficie mediante un adhesivo sugerido por el fabricante (ONE COAT 7® Universal, COLTENE-WHALEDENT®) y luego aplicado un sistema de composite fotopolimerizable con carga.



Figura 1.5.- Bloque de CRIOS BRILLIANT® para el sistema CAD/CAM CEREC®.

Para este efecto se recomienda el composite de la casa fabricante (Brilliant EverGlow®, COLTENE-WHALEDENT®). Este material está indicado para restauraciones parciales como: Inlays, onlays, overlays y para coronas de recubrimiento completo. La información actual sobre la composición del material es limitada. En un estudio sobre un prototipo de este material se encontraron valores sobre los 250 MPa de resistencia a la flexión, un módulo elástico de 10 GPa y menores desgastes en la superficie del esmalte del diente antagonista (31). CRIOS® se presenta en bloques de tamaños 12 y 14 para el sistema de fresadoras de Denstply-Sirona® (Figura 1.4). Los colores en los que este material se halla disponible son: A1, A2, A3 y B1 en HT, mientras que se

presenta en bloques monocromáticos para LT en: A1, A2, A3, A3.5, B1, B2, B3, y C2 (32).

1.2.4.- VITA ENAMIC®

Ideado en 1996 por Russel Giordano, pero introducido al mercado en el año 2012, su fabricante lo presenta como un material cerámico híbrido con matriz dual. Está caracterizado como un compuesto formado por una matriz sólida en forma de *scaffold* o andamiaje de cerámica vítrea de feldespato de estructura fina, enriquecida con óxido de aluminio e infiltrada con polímero. Presenta una proporción del 86 % del peso y 75 % del volumen del relleno de cerámica feldespática, mientras que un 14 % del peso y 25 % del volumen lo conforma el material polimérico infiltrado en los poros de la matriz y que es polimerizado posteriormente. La composición específica de la fase cerámica según su fabricante es la siguiente: Dióxido de silicio de un 58 al 63 %; óxido de aluminio desde un 20 al 23 %; óxido de sodio desde un 9 al 11 %; óxido de potasio con 4 al 6 %; trióxido de boro con un 0,5 al 2 %; dióxido de circonio y óxido de calcio con un volumen menor al 1 %.

La composición específica de la fase polimérica correspondiente está conformada por UDMA (dimetacrilato de uretano) y TEGDMA (dimetacrilato de trietilenglicol).



Figura 1.6.- Bloque de VITA ENAMIC® para el sistema CAD/CAM CEREC®

Un estudio (15) concluyó que VITA ENAMIC® presentaba valores de 170 MPa para la resistencia a flexión, una dureza de 2.59 GPa, un valor de tenacidad de 1.72 MPa.m^{1/2} y un módulo elástico de 30.14 GPa. Este material está indicado para utilizarlo en la clínica en restauraciones parciales como: Inlays, onlays, overlays y para restauraciones totales coronarias tanto sobre implantes dentales como sobre dientes. Se presenta en los colores 0M1, 1M1, 1M2, 2M2 y 3M2, en dos grados de translucidez (LT y HT) para ser fresados con sistemas CAD/CAM compatibles como: Ceramill Motion II® (Ammangirbach); CS3000® (Carestream Dental); Ultrasonic® Serie (DMG Mori); CORITEC® Serie (Imes-Icore); Kavo Artica® (KAVO); DWX® Serie (Roland); Sirona CEREC/In lab/MCX5® (Denstply-Sirona) (Figura 2.5) y K-/S-Modelle® (VHF),

en bloques monocromáticos de tamaño de 12 x 14 x 18 mm (EM-14) y de 8 x 10 x 15 mm (EM-10). De acuerdo a la disposición del color, existen bloques policromáticos (VITA ENAMIC® Multi) se presentan en tamaño de 12 x 14 x 18 mm (EM-14) en alta translucidez y en colores 1M1, 1M2, 2M2, 3M2 y 4M2. Este material, por su naturaleza, no requiere de tratamiento de horno o postpolimerización posterior al fresado, sin embargo puede ser maquillado, caracterizado mediante tintes orgánicos (VITA Stains®); modificado y reparado con composite de micropartículas fotopolimerizable (VITA VM® LC) y glaseado con una resina fotopolimerizable sin carga. También puede ser directamente pulido mecánicamente mediante instrumentos rotatorios intra o extraorales a velocidad controlada (VITA ENAMIC® POLISHING SET) (33).

1.2.5.- EMPRESS CAD®

Es un material de la casa Ivoclar-Vivadent (Liechtenstein). Introducida en el año 2006, es la cerámica sucesora de Empress ProCAD®. Es una cerámica feldespática con leucita que presenta una fase vítrea y una fase cristalina. Los cristales de leucita, se forman mediante un controlado proceso de etapas que parte desde un vidrio amorfo. Este polvo cerámico es prensado en bloques a través de un proceso automatizado.



Figura 1.7.- Bloque de EMPRESS CAD® para el sistema CAD/CAM CEREC®.

Las diferencias entre el coeficiente de expansión térmica de la fase vítrea y la fase cristalina, provocan tensiones compresivas durante la etapa de enfriamiento. Este material según su fabricante está compuesto de dióxido de sílice en un 60 al 65% y componentes adicionales como: óxido de alúmina entre un 16 al 20%, óxido potásico de un 10 al 14%, óxido de sodio de un 3.5 al 6.5%, otros óxidos en un porcentaje de 0.5 a 0.7% y pigmentos entre un 0.2 y un 1%. Los cristales de leucita se disponen de manera homogénea, presentando un diámetro de 1 a 5 micrones y ocupan un 35 a 45% del volumen. De acuerdo a la hoja de informaciones del fabricante, EMPRESS CAD® tiene una tenacidad de fractura de 1.3 MPa.m^{1/2}, una dureza de 6,2 GPa, una resistencia a la flexión biaxial de 160 MPa y un módulo elástico de 62

GPa (34). Está recomendada para restauraciones coronarias parciales y de cobertura completa. La restauración puede ser maquillada, glaseada o pulida mecánicamente en un siguiente paso posterior al fresado (13,20). Los bloques de EMPRESS CAD® se suministran en LT y HT, en tamaño 8, 10, 12, 14 (Figura 1.6) y 14L. Están disponibles también en bloques multicolor y son además compatibles con la Guía Chromascop® (Ivoclar-Vivadent) en colores A1, A2, A3, A3.5, B1, B2, B3, C2, D3 y 100, 200 y 300. Estos tres últimos correspondientes a las guías de blanqueamiento dental. Las restauraciones hechas con este material pueden ser corregidas o agregadas en pequeñas cantidades mediante cerámica (del sistema IPS.CAD Crystall CAD/ON®, Ivoclar-Vivadent), además se pueden maquillar y glasear con el sistema IPS.eMAX® Crystall/Shades/Stains (Ivoclar-Vivadent). Para el fresado, son compatibles con las fresadoras de KAVO®, PLANMECA® y Dentsply-Sirona® (34).

1.2.6.- EMAX CAD®

Es un material de cerámica feldespática con cristales de disilicato de litio introducido en el 2005 por Ivoclar-Vivadent. Para procesar este material, varios componentes como el dióxido de litio, sílice, óxido potásico, óxido fosfórico y alúmina son mezclados en un líquido vítreo que cuando ha alcanzado la viscosidad adecuada similar a la miel, se vacía en moldes de acero con las preformas diseñadas para el efecto,

ya sea en bloques o en pastillas para su posterior inyección, dependiendo del método de fabricación.



Figura 1.8.- Bloque de IPS E.MAX CAD® precristalizado para el sistema CAD/CAM CEREC®.

El proceso de enfriamiento se extiende hasta que no existe riesgo de deformación, asegurando una densidad elevada con la menor cantidad de poros posible. Luego del proceso de nucleación alcanza una fase cristalina con un 70% de volumen y con un tamaño promedio de los cristales de entre 6 y 10 micrones. Según su forma de elaboración a este tipo de cerámica se lo puede clasificar de dos maneras: 1) Inyectado/prensado que se presenta en forma de lingotes o pastillas y 2) el que se dispone en forma de bloques de color morado para las diferentes unidades de fresado. El material que finalmente sirve para restauraciones inyectadas o prensadas proviene de aquella generación en la cual la fase cristalina constituye un 45% en volumen con presencia de cristales de leucita, evolucionando a una fase cristalina con

presencia de disilicato de litio en un 65% con porosidades de apenas un 1%. Para la fabricación de los bloques para maquinado se utiliza un proceso de bi-cristalización o de dos etapas. Después de la fusión se somete a un proceso de enfriamiento después del cual se produce una doble nucleación, donde los cristales de meta-silicato de litio se precipitan en una primera fase adquiriendo el color morado debido al colorante agregado que distingue a esta cerámica vítrea, que ha sido introducida con el nombre de EMAX (Empress al máximo) CAD® (para especificar su utilización mediante un sistema CAD/CAM) con una primera fase que presenta un 40% de cristales de disilicato de litio con un tamaño de 0.5 micrones, que le otorga las características de un material frágil susceptible de ser fresado, con una resistencia media de 130 MPa con contenido cristalino de un 40% de meta-silicato. Este material después del fresado es sometido a un proceso de cristalización en un horno a temperaturas de 840° durante 25 minutos, luego de lo cual con la forma definitiva de la restauración, puede ser glaseado con una nueva cocción o pulido manualmente(35). La composición de este material según el fabricante es la siguiente: SiO₂ desde 57.0 a 80.0%; Li₂O desde 11.0 a 19.0%; K₂O desde 0.0 a 13.0%; P₂O₅ desde 0.0 a 11.0; ZrO₂ desde 0.0 a 8.0% y ZnO desde 0.0 a 8.0%. Además, contiene otros óxidos y pigmentos desde un 0.0 a 12.0%. Los bloques de EMAX CAD® para los sistemas CAD/CAM se presentan en cuatro niveles de translucidez y uno con una característica especial: **1) HT (High translucency)** que equivale a alta translucidez, similares al esmalte

natural, ideales para la fabricación de pequeñas restauraciones como inlays y onlays. Son recomendados para la técnica de pulido manual, técnica de maquillaje, y técnica cut-back. **2) MT (Medium Translucency)** equivalente a mediana translucidez, es usado para restauraciones que requieren más luminosidad que las de alta translucidez y más translucidez que aquellas de baja translucidez. Esta recomendada para la técnica de pulido manual, técnica de maquillaje, y también para la técnica cut-back. **3) LT (Low Translucency)** de baja translucidez, similares a la dentina humana sana, indicados para coronas posteriores, tienen alto valor y croma, sobre todo en casos en los cuales mayores grosores tienden a hacer gris la restauración. Se recomiendan para la técnica cut-back, aunque también para la técnica de pulido manual y técnica de maquillaje. **4) MO (Medium Opacity)** equivalente a mediana opacidad. Estos bloques se utilizan para cofias en preparaciones con sustrato oscurecido y deben ser complementados con estratificación con cerámica feldespática con fluorapatita. **5) I (Impulse)**, son bloques opalescentes, ideados para restauraciones que requieren de esta propiedad óptica, tales como carillas con espesores mínimos de hasta 0.7 mm y sustrato sin pigmentaciones. Los bloques de EMAX CAD® para sistemas CHAIRSIDE se presentan en estado de precristalización en tamaño I12, C14 (Figura 1.7), C16, A16L, B32 y B40. Son compatibles oficialmente autorizados con las fresadoras de Denstply-Sirona®, PLANMECA®, WIELAND® y KAVO®. Son además compatibles con la Guía Chromascop® (Ivoclar-Vivadent) en colores A1, A2, A3, A3.5, B1, B2, B3,

C1, C2, C3, C4, D2, D3, D4 y BL1, BL2, BL3 y BL4 (36). Las restauraciones realizadas con este material pueden ser maquilladas y glaseadas mediante el sistema IPS.eMAX[®] Crystall/Shades/Stains y pueden ser acabadas y pulidas con un sistema de gomas diamantadas (OPTRAFINE[®], Ivoclar-Vivadent) mediante sistemas rotatorios de baja revolución (7000 a 10000 rpm).

1.2.7.- VITA SUPRINITY[®]

Es un material de cerámica de silicato de litio reforzado con Zirconio que atraviesa tres etapas para su elaboración. La primera donde se moldea, es una mezcla de diversos materiales hasta fundirlos en una cerámica en la cual el material no está lo suficientemente tenaz para fresarlo por lo que es sometido a un pre-tratamiento térmico. La segunda etapa, después de la nucleación inicial, donde los cristales empiezan a formarse y a crecer. En esta etapa el vidrio caracteriza a la superficie cerámica y puede ser fresado. Una vez realizado este proceso es sometido a la cristalización. Después de esta fase, la tercera etapa, los procesos de acabado final de las restauraciones realizadas con este material pueden consistir en una cocción adicional en el horno para el glaseado o el pulido mecánico. La composición de este material según la información del fabricante, es la siguiente: SiO₂ desde un 56 al 64%; Li₂O desde un 15 al 21%; K₂O desde el 1 al 4%; P₂O₅ desde el 3 al 8%; Al₂O₃ desde el 1 al 4%; ZrO₂ desde el 8 al 12% y CeO₂ desde un 0 al 4%.

Los pigmentos se encuentran desde el 0 al 6% del peso. Según su fabricante presenta una resistencia a flexión de 420 MPa; un módulo elástico de aproximadamente de 70 GPa; una tenacidad de fractura de aproximadamente 2.0 MPa.m^{1/2}; y un valor de dureza de aproximadamente 7000 MPa. Se presenta en bloques de 12 x 14 x 18 mm (PC-14), en estado de precrystalización en colores de la guía VITA® en A1, A2, A3, A3.5, B2, C2 y D2 tanto en alta translucidez como solamente translúcido. Puede ser fresado en los siguientes sistemas CAD/CAM compatibles: Ceramill Motion II® (Ammangirbach); CS3000® (Carestream Dental); Ultrasonic® Serie (DMG Mori); CORiTEC® Serie (Imes-lcore); Kavo Artica® (KAVO); DWX® Serie (Roland); Sirona CEREC/In lab/MCX5® (Dentply-Sirona) (Figura 1.8) y K-/S-Modelle® (VHF) (37).



Figura 1.9.- Bloque de VITA SUPRINITY® precrystalizado para el sistema CAD/CAM CEREC®.

1.2.8.- CELTRA®

Es según su fabricante, una cerámica vítrea con silicato de litio reforzado con zirconio. La cerámica vítrea es producida con dióxido de sílice, fosfatos, alúmina, litio, óxido de terbio, cerio y dióxido de zirconio. Este último material, que tiene un 10% del volumen está completamente disuelto en la matriz vítrea de fina estructura. Los cristales de silicato de litio presentan un tamaño de 500 a 700 nm.



Figura 1.10.- Bloque de CELTRA® para el sistema CAD/CAM CEREC®.

CELTRA DUO® en su presentación comercial tiene 420 MPa. Puede ser fresado con el sistema CEREC®, debido a una estructura conformada con cristales más pequeños de zirconio en la matriz vítrea.

Después del fresado, esta resistencia baja a 200 MPa y sube después del pulido manual a 210 MPa. Según el fabricante, si el clínico opta por la opción de realizar una cocción de glaseado a 840 °C por 25 minutos adquiriría una resistencia final de 370 MPa. Puede también ser pulido manualmente, si no se realiza la cocción de glaseado. Este material está indicado para su utilización en la práctica clínica en restauraciones parciales como: Inlays, onlays, overlays, carillas y para coronas unitarias de recubrimiento total. Se presenta en bloques de baja translucidez (LT, low translucency) en tamaños de C14 (Figura 1.9) y en colores compatibles con la guía VITA en A1, A2, A3, A3.5 y B2. En alta translucidez (HT) se presenta en colores A1, A2 y A3. CELTRA® puede ser pulido mecánicamente con siliconas diamantadas en grosor decreciente con instrumental rotatorio hasta 10.000 rpm (38).

1.3 PROPIEDADES MECÁNICAS Y FÍSICAS

El análisis del comportamiento mecánico de los materiales dentales permite ayudar a prever su respuesta biomecánica ante distintos escenarios, donde las cargas masticatorias presentan diversos valores y direcciones. Por ejemplo, la resistencia biomecánica de los materiales monolíticos se puede ver afectada considerando la localización y cantidad de defectos intrínsecos en la microestructura. Se debe resaltar que estos materiales durante el proceso de fresado, desgaste y repasado, sufren daño en forma de pequeñas grietas

subcríticas que se propagan lentamente y que pueden llevar a un fallo catastrófico (39) de la estructura. Los bloques de materiales disponibles para sistemas CAD/CAM de algunos de los materiales incluidos en nuestro estudio, se encuentran disponibles también para restauraciones unitarias implantosoportadas. Por ello autores como Preis, justifican el análisis de las propiedades biomecánicas in vitro de estos materiales ya que la información actualizada sobre ellos en estudios estandarizados es escasa (40). El análisis de las propiedades físicas de los materiales se justifica ante la necesidad de conocer por ejemplo en el caso de la densidad, el peso que posee una estructura en función del volumen que presenta. En el presente trabajo se han analizado las propiedades mecánicas y físicas de ocho materiales usados para sistemas CAD/CAM, determinándose parámetros como la resistencia a flexión, la dureza, la tenacidad y la densidad. A continuación, se muestran los fundamentos básicos que definen algunas de las características de las propiedades estudiadas.

1.3.1.- RESISTENCIA A FLEXIÓN

La resistencia a flexión (σ_f) de un material es su capacidad para soportar esfuerzos aplicados en su eje longitudinal entre los puntos de apoyo. Para determinar la resistencia a flexión, se utiliza un ensayo de flexión, en el cual una probeta en forma de barra con sección rectangular o circular es flexionada utilizando tres o cuatro puntos de

carga. En el punto de aplicación de la carga, el área superior está sometida a un estado de flexo-compresión, mientras que el área inferior se halla sometida a un estado de flexotracción, en ambos casos no homogéneos ya que dependen de su distancia a la línea neutra de la probeta. Por tanto, los esfuerzos inducidos por una carga de flexión son una combinación de esfuerzos de tracción y compresión. No obstante, todo material rompe a tracción. Por tanto, la tensión máxima de flexotracción o tensión de fractura en el ensayo de flexión se denomina **módulo de rotura o resistencia a flexión**, que es un parámetro importante para la caracterización de los materiales con comportamiento frágil. En el caso de una sección rectangular ensayada a flexión en tres puntos, el módulo de rotura es igual a:

$$\sigma_{mr} = \frac{3F_f L}{2bd^2}$$

Donde F_f es la carga máxima de fractura, L es la distancia entre puntos de apoyo y b y d son los espesores de la probeta (41).-El ensayo de flexión empleado en esta tesis doctoral es de tipo cuasiestático y es el más habitual para medir las propiedades mecánicas de los materiales cerámicos. La resistencia a flexión es una propiedad mecánica importante que determina la resistencia mecánica de los materiales frágiles (42). Sin embargo, la presencia de micro fracturas y defectos que se originan inherentemente durante el proceso de mecanizado del material pueden influenciar significativamente su valor.

Adicionalmente, sabemos que un cuerpo puede ser sometido a fuerzas de compresión, tracción y cizalla, pues en la cavidad bucal se presentan comportamientos mixtos originando patrones mucho más complejos que pueden hacer que el material rompa con cargas mucho menores a las esperadas.

Así pues, existen diferentes métodos de ensayo para medir la tensión de los materiales cerámicos, como la flexión biaxial, la flexión sobre tres puntos y la flexión sobre cuatro puntos, siendo el ensayo de flexión a tres puntos el método estándar para el estudio de esta característica mecánica, y el cual es uno de los más recomendados para obtener los valores respectivos en los ensayos que realizan los fabricantes de los materiales dentales para uso con sistemas CAD/CAM. En la normativa ISO (International Standardization Organization) (43) se lo describe como el método estándar en este campo, y otro estudio ratifica su ventaja debido a que el ensayo tiende a confinar el área del material sometido a la carga entre los soportes de carga y los rodillos de carga, con lo que es probable que menos defectos estructurales sean expuestos en este ensayo comparado con el ensayo de flexión a cuatro puntos (44,45).

1.3.2.- TENACIDAD DE FRACTURA

Es la propiedad del material que determina la resistencia a la propagación de grietas bajo la acción de las cargas aplicadas. En odontología restauradora esto adquiere especial relevancia. Cuanto menor es la tenacidad a la fractura, mayor es la fragilidad de un material y, por tanto, menor es la fiabilidad clínica de la restauración realizada (46,47).

La tenacidad a fractura en modo I, representada por el valor K_{Ic} define el nivel crítico de intensidad de tensión para el que se produce la propagación de una grieta o fisura preexistentes. En los materiales frágiles como las cerámicas, las fracturas tienen su origen en un punto localizado, sea por una falla o un defecto que se ha desarrollado desde un proceso mecánico, térmico o químico, que usualmente actúa como un lugar de concentración de tensiones. La carga aplicada puede propagar las grietas que se inician desde este punto hasta llevarlo a una falla catastrófica. La relevancia clínica de medir la tenacidad a fractura de los materiales CAD/CAM, radica en que todos estos materiales son sometidos a un proceso de sustracción en el cual las fresas del equipo de maquinado, desgastan el bloque de material provocando daño superficial en forma de microgrietas o defectos, los cuales se podrían propagar lentamente causando el fallo de la restauración (48). Por lo tanto, para cada nuevo material dental, antes de introducirlo en el

mercado, se debería conocer no solo su resistencia mecánica sino también su tenacidad a la fractura (49). En este sentido, el estudio de Preis (40), mostró que un material restaurador con alta tenacidad de fractura presentó mejor resistencia a la fractura y mayor longevidad en su desempeño cuando se comparó con aquellos materiales con menores valores de tenacidad de fractura y similar o inferior resistencia mecánica.

1.3.3.- DUREZA

La dureza es la resistencia a la indentación o hendidura plástica y/o irreversible. Dependiendo del método utilizado para su determinación, a saber puede ser clasificada como: dureza Vickers, dureza Rockwell o dureza Brinell. La profundidad y forma resultante de la huella realizada por el penetrador en el material es caracterizada para determinar la dureza. Cuanto más blando es un material, menor es el valor de esta propiedad y mayor la profundidad de la huella obtenida. En general, valores bajos en el número de dureza indican un material fácilmente deformable plásticamente y viceversa. La medida de la dureza solamente tiene un significado relativo, siendo necesario como lo sugiere Callister (41) tener precauciones al comparar los valores obtenidos cuando se utilizan técnicas distintas. La morfología de la punta del indentador es importante en este ensayo, por ejemplo, para la dureza Vickers se utiliza un indentador con punta piramidal con

cargas desde 10 g hasta 50 Kg. Históricamente este ensayo se ha dividido en pruebas de micro y macrodureza dependiendo de las cargas aplicadas.

1.3.3.1- MICRODUREZA

Los test de microindentación, se usan con cargas más bajas para identificar microconstituyentes y caracterizar gradientes y microestructura de superficies de materiales. Una determinada carga es aplicada a un indentador en contacto con la probeta. Luego la carga es removida y el área de la huella es medida. La carga dividida para el área es denominada la dureza. Dos ensayos son característicos para medir la microdureza, Vickers y Knoop, y se designan por HV y HK, respectivamente. Las cargas utilizadas están comprendidas entre 1 y 1.000 gramos. Ambas técnicas se recomiendan para determinar los valores de dureza de materiales frágiles como las cerámicas (41).

1.3.3.2.- NANODUREZA

En el caso de materiales cuyos volúmenes son de un rango mucho menor en micrones, se hace necesario llevar a cabo indentaciones con profundidades nanométricas, lo cual determina la nanodureza (nH) del material de forma localizada en una pequeña zona del mismo. La huella obtenida, debido a su pequeño tamaño, se hace difícil medirla

con precisión mediante microscopía óptica siendo que los valores de nanoindentación son calculados por el método de Oliver y Pharr (50). Los nanoindentadores suelen estar equipados con una punta piramidal denominada Berkovich, caracterizada por la presencia de tres caras, que realiza cargas y descargas sucesivas con un valor constante, manteniendo el contacto entre el espécimen y el indentador, para examinar la reversibilidad de la deformación. Este tipo de indentador es preferido al indentador de Vickers de cuatro caras para realizar la nanoindentación, debido al menor ángulo entre las caras lo cual minimiza la influencia de la fricción y vuelve más factible y afinada su penetración (51). El área de contacto es determinada por la profundidad de la huella y el ángulo o radio del indentador. La nanodureza entonces resulta de dividir la carga para el área de contacto.

1.3.4.- DENSIDAD

Es la cantidad de masa por unidad de volumen de un material. Es decir, la relación de la sustancia del material y cuanto espacio ocupa. La masa, el tamaño y la disposición de los átomos determina la densidad. Cada elemento tiene una densidad que lo hace único. El principio de Arquímedes se utiliza para el cálculo de la densidad de los cuerpos. Este método afirma que un objeto inmerso parcial o

totalmente en un fluido es impulsado por una fuerza igual al peso del fluido que el objeto desplaza (52).

1.4.- CARACTERIZACIÓN MICROSCÓPICA

La caracterización microscópica permite observar la microestructura que presenta un material, así como la evaluación de la porosidad en función de su volumen, tamaño, forma y distribución de poros. Después de ser identificada, cada microestructura presenta una serie de características referentes también a tamaño, forma, y orientación de los componentes. Estas características se analizan con diferentes clases de microscopio, como por ejemplo el microscopio óptico y el microscopio electrónico de barrido (MEB).

La microscopía electrónica es una técnica adecuada para analizar la morfología y estructura cristalina de un sólido a escala atómica, así como sus defectos y variaciones de periodicidad. Esta técnica de imagen es muy valiosa como complemento de otras técnicas estructurales (difracción de rayos X, etc.) para una buena caracterización de la muestra. La principal ventaja de este tipo de microscopía es alcanzar una extraordinaria amplificación de la imagen de la muestra manteniendo un poder de resolución casi mil veces mayor que el óptico. Estas propiedades se deben a que la fuente de iluminación usada es un haz de electrones. Estos electrones primero son

acelerados con una diferencia de potencial de decenas de kV y posteriormente este haz pasa a través de una serie de lentes condensadoras y colisiona con la muestra provocando entre otros efectos la ionización de los átomos con la emisión subsecuente de electrones secundarios, electrones tipo Auger, y emisión de fluorescencia de rayos X. Las lentes deflectoras permiten barrer la muestra con el haz de electrones, y de este modo puede construirse una imagen bidimensional que contiene información de la superficie y del volumen situado inmediatamente bajo ella. Las dos principales ventajas del MEB son el rango de ampliación y la profundidad de campo de la imagen. En este trabajo de investigación, la caracterización microestructural nos permitió observar la disposición microestructural de los materiales, caracterizar las regiones correspondientes tanto de base cerámica, base plástica o mixtas, la interacción y efecto de las líneas de fractura del material, el alineamiento y tamaño de los cristales, y la observación de la forma y tamaño de los granos (53).

Con esta descripción de las principales pruebas y parámetros valorados en esta memoria de tesis doctoral, damos paso a la Justificación, los Objetivos e Hipótesis planteados.

Justificación, Objetivos e Hipótesis de trabajo

2.1.- ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN

Los materiales dentales utilizados para sistemas CAD/CAM, están en constante evolución y periódicamente se lanzan al mercado nuevos productos de base plástica, cerámica o híbridos. Estos materiales requieren propiedades biomecánicas que les permitan desempeñarse en un medio complejo como es la cavidad oral, con constantes cambios de temperatura, fuerzas de distinta naturaleza, intensidad, dirección, constantes cambios en la acidez, presencia de humedad, etc. que hacen de este medio, un ambiente dificultoso para su supervivencia. Estos materiales se utilizan para realizar restauraciones cementadas o adheridas a las distintas estructuras del diente (esmalte, dentina, cemento) que presentan diferentes comportamientos biomecánicos. Igualmente ocurre al restaurar sobre implantes dentales, tanto a nivel de la composición de las piezas restauradoras (tornillos, pilares) como a nivel del entorno con el que se relacionan con el hueso, al carecer de ligamento periodontal. La presencia de los distintos tipos de alimento con los cuales, las restauraciones interactúan durante los ciclos masticatorios constituyen otra variable importante en su desempeño clínico, debido a las diferencias en su composición y propiedades. En la actualidad, los procedimientos restauradores tienden a la ejecución de procedimientos mínimamente invasivos que permitan mantener la mayor cantidad de tejido dentario sano remanente, por lo cual estos materiales deben desempeñarse clínicamente,

además en algunos casos, en espesores muy delgados, así como mimetizarse con los tejidos dentales en el aspecto mecánico y biológico.

El análisis de las propiedades básicas, microestructurales y mecánicas, resulta básico para determinar de una manera clara las indicaciones y contraindicaciones de los materiales, los grosores mínimos aceptables, sus protocolos de utilización y procedimiento clínico, etc. Por dicha razón se considera adecuado la realización de estudios tanto "in vitro" como "in vivo" que evalúen dichas variables para los materiales CAD/CAM que actualmente se encuentran en el mercado. De esta forma, nuestros criterios de selección se ajustarán a los resultados obtenidos, logrando la mejor utilización de los mismos y por tanto el máximo beneficio para nuestros pacientes.

En la actualidad y a pesar de que los fabricantes de productos dentales están obligados a la realización de una serie de pruebas previas de distinto perfil (biológicas, químicas, físicas, etc.) existe poca información contrastada, ajena a los propios fabricantes, acerca de variables básicas microestructurales y biomecánicas.

El hecho de que estos materiales se presenten en bloques con determinado volumen (variable según su fabricante), constituye un factor añadido a la hora de estandarizar las pruebas y obtener resultados que sean aplicables clínicamente. Utilizar distintos medios que permitan recrear el

ambiente de la cavidad oral, a pesar de ser un estudio in vitro, justifican la realización de este trabajo para aproximarnos a una adecuada evaluación del desempeño de los materiales dentales utilizados en sistemas CAD/CAM tanto de base plástica como de base cerámica, por dicha razón se justifica la realización de este estudio "in vitro" de materiales disponibles actualmente para la elaboración de restauraciones dentales CAD/CAM con respecto a los siguientes objetivos:

2.2.- OBJETIVOS

El objetivo principal propuesto para este trabajo de investigación es **analizar el comportamiento mecánico y la microestructura de ocho materiales dentales sólidos** dispensados en forma de bloques cuadrangulares de distintas medidas, para su utilización en distintos sistemas de mecanizado por fresado tanto de clínica como de laboratorio dental. Así mismo se estudiará la evolución de su comportamiento mecánico tras un mes en inmersión en saliva.

Este objetivo general se proyecta en los siguientes objetivos específicos:

- 1) Determinar la **microestructura** de ocho materiales dentales para realizar restauraciones dentales CAD/CAM.
- 2) Determinar los valores de **resistencia a la fractura, dureza, nanodureza, módulo de elasticidad y tenacidad** de ocho materiales para restauraciones procesados por tecnología CAD/CAM.

- 3) **Comparar los resultados** obtenidos para cada material y variable anteriormente expuesta determinando si existen diferencias de comportamiento entre los mismos.
- 4) Evaluar si los valores obtenidos están asociados a las características de composición de los materiales, entendidas como el **grupo de composición química básica (cerámica o plástico)** al que pertenecen.
- 5) Determinar el **efecto de la saliva** tras su inmersión durante treinta días sobre los materiales estudiados y la evolución de su comportamiento.
- 6) Realizar una posible propuesta de **indicaciones clínicas de elección de estos materiales**, soportada por los resultados obtenidos en el estudio y la revisión de la literatura científica realizada al efecto.

2.3.- HIPÓTESIS DE TRABAJO

Dadas las diferentes composiciones químicas y estructurales de los materiales estudiados se espera encontrar diferencias de comportamiento mecánico entre ellos y en su evolución tras permanecer treinta días en saliva.

La hipótesis de trabajo general se expresa en forma de hipótesis nulas específica de aplicación estadística en los siguientes enunciados:

- 1) H0 1. No se detectarán diferencias estadísticamente significativas de manera genérica en los valores de resistencia a flexión, dureza y tenacidad de los ocho materiales analizados.

- 2) H0 2. No se detectarán diferencias estadísticamente significativas entre los distintos materiales en los valores de resistencia a flexión, dureza y tenacidad en función de su comportamiento inter-grupo (Cerámico Vs. Plástico).

- 3) H0 3. No se detectarán diferencias estadísticamente significativas entre los distintos materiales en las variables de resistencia a la fractura, dureza y tenacidad en función de su comportamiento intra-grupo (Material Cerámico o Material Plástico).

Material y Método

3.1.- INTRODUCCIÓN

Para la realización de este trabajo de investigación, se han analizado ocho materiales (tabla 3.1) ya introducidos en el mercado indicados para la elaboración de distintos tipos de restauraciones protésicas parciales y completas unitarias o múltiples en función de la indicación expresada por los distintos fabricantes. Dichos materiales fueron obtenidos directamente de distribuidores autorizados y abonados a los mismos. De esta forma se evitó cualquier tipo de sesgo derivado de cesiones o donaciones de los productos. Las características detalladas de todos estos materiales se pueden encontrar en la introducción de esta memoria de tesis doctoral.

Tabla 3.1. Materiales para uso CAD/CAM analizados.

Material	Fabricante	Número de Lote	Material base
LAVA®	3M ESPE	N714031	Polimérico
CRIOS®	Coltene	H11175	Polimérico
CERASMART®	GC	1608292	Polimérico
ENAMIC®	VITA	59881	Híbrido
EMPRESS CAD®	Ivoclar Vivadent	V49507	Cerámico
E MAX CAD® Pre	Ivoclar Vivadent	V50053	Cerámico
EMAX CAD® Post	Ivoclar Vivadent	V50053	Cerámico
CELTRA®	Dentsply-Sirona	18027616	Cerámico
SUPRINITY®	VITA Zanhfabrik	66410	Cerámico

3.2.- ELABORACIÓN DE LAS MUESTRAS

Todas las probetas fueron obtenidas a partir de bloques de ocho materiales fabricados para usarse con un sistema CAD/CAM que se presentan en unas dimensiones de 14 mm x 12 mm x 18 mm, denominados con la sigla C (corona) y el número 14 correspondiente a la longitud del bloque medida desde el vástago característico para ser fresado con una fresadora compatible para dichos bloques.

En el caso de los bloques de los materiales LAVA[®], CRIOS[®], CERASMART[®], EMPRESS CAD[®], CELTRA[®] y ENAMIC[®], que fueron dispensados por los fabricantes en condiciones totalmente procesadas, sólo fue necesario realizar un pulido mecánico. Los materiales Empress CAD[®] y CELTRA[®], además por su condición de materiales cerámicos pueden ser glaseados sin que este proceso de acabado sea capaz de alterar las propiedades estudiadas.

Con respecto al Material VITA Suprinity[®], el bloque de color ámbar originalmente proporcionado por el fabricante (37) en estado de pre-cristalización fue limpiado mediante un baño de ultrasonidos con agua, y posteriormente fue sometido a una cocción de cristalización, apoyado en un paño refractario, utilizando el horno Programat P510[®] (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) siguiendo las indicaciones del fabricante expresadas en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2. Ciclo de cristalización para SUPRINITY®

Inicio (°C)	S (Min)	t1 (°C min.)	T1 (°C)	H1 (min.)	Vacio1 (°C)/ Vacio 2 (°C)	L	tL
4	4	55	840	8.00	410/840	680	0

* Se debe esperar al enfriamiento lento del horno para retirar la probeta.

Una vez cristalizado, se dejó enfriar protegido de la humedad hasta temperatura ambiente.

El material EMAX-CAD®, que también se dispensa en fase de precristalizado (o en verde), después del fresado debe ser sometido a una cocción en horno para alcanzar sus condiciones de cristalización finales. Para ello se aplicó el protocolo recomendado por la casa fabricante (Ivoclar Vivadent) (36) mediante el horno PROGRAMAT® P510 anteriormente referenciado, con una temperatura de inicio de 403 °C hasta una temperatura máxima de 840 °C con vacío y enfriamiento lento sin gradiente, proceso realizado durante veinticuatro minutos.

3.3.- ENSAYOS Y ANÁLISIS

Para determinar las propiedades mecánicas y físicas de los ocho materiales incluidos en este estudio, se necesitó realizar una serie de ensayos. Para la caracterización mecánica, se efectuaron ensayos de: resistencia a flexión, medición de la tenacidad a fractura en probetas de flexión en tres puntos, y dureza tanto con ensayos de micro-indentación

como con nano-indentación. Estos ensayos fueron realizados en condiciones de temperatura ambiental (aire); y también después de la inmersión de las probetas por 30 días en saliva artificial, cuya fórmula para obtener 100 ml se describe a continuación (54):

Potasio cloruro.....	0,12 g
Sodio cloruro.....	0,084 g
Magnesio cloruro hexahidratado.....	0,0052 g
Calcio cloruro 2H ₂ O.....	0,0146 g
Fosfato potásico.....	0,0171 g

Excipiente acuoso:

Carboximetilcelulosa sódica	0,72 g
Sorbitol.....	3,00 g
Nipagin	0,1 g
Agua purificada.....	c.s.p.100 ml

Para analizar los mecanismos de rotura se observaron las superficies de fractura ensayadas. Posteriormente a esta observación, las probetas se prepararon con el objetivo de estudiar la microestructura de cada material, así como la identificación de las fases presentes, utilizando análisis por fluorescencia con Rayos X y complementados con un análisis por difracción de Rayos X para determinar la composición química. Para los ensayos de los ocho materiales incluidos en este trabajo, se han seguido protocolos (51,55,56) utilizados en materiales de distinta naturaleza y que en este caso se han aplicado a los materiales dentales utilizados con sistemas CAD/CAM. Además la densidad también fue analizada para los ocho materiales incluidos en este estudio.

3.3.1.- ENSAYO DE RESISTENCIA A FLEXIÓN

Para determinar la resistencia a flexión se realizaron ensayos de flexión en tres puntos (*TPB en sus siglas en inglés*). Se cortaron probetas plano paralelas de 1.5 x 1.5 x 17 mm³ tal como regula la norma ISO:6872:2015 (43). Después se cortaron los prismas con la cortadora y para la identificación de la cara del prisma sobre el que se realizó el ensayo se suavizaron las aristas de los extremos mediante una lija, y finalmente se marcaron las esquinas. El corte se realizó utilizando una cortadora (MICROMET M, REMET, Bolonia, Italia) con disco de diamante a una velocidad de 8.000 rpm y un avance de 1,2 mm/min usando refrigeración con agua destilada.

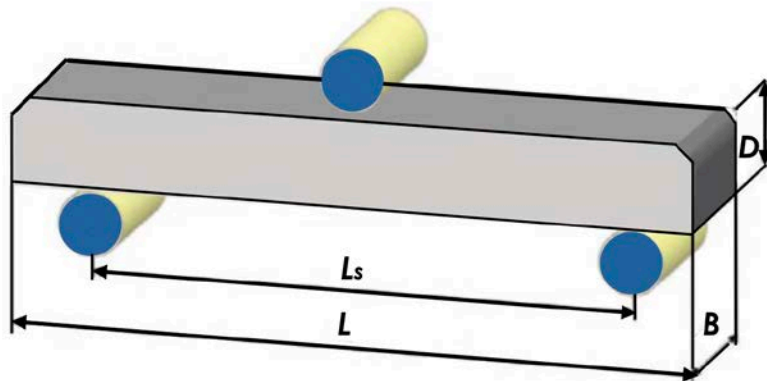


Figura 3.1.- Representación gráfica de la probeta para la determinación de la resistencia a flexión (53).

Basándonos en los datos de desplazamiento obtenidos en los ensayos de flexión en tres puntos y las ecuaciones estándar de Euler-Bernoulli (57), las curvas σ - ϵ fueron calculadas para obtener la máxima resistencia a flexión en el punto de fractura siguiendo la siguiente fórmula:

$$\sigma_f = \frac{3}{2} \frac{F_{max} L_2}{B D^2} \quad ; \quad \epsilon = \frac{6 \delta D}{L_s^2}$$

Fórmula 3.1

donde σ_f es la resistencia a flexión, F_{max} es la máxima carga aplicada, L_2 es la longitud del tramo, ϵ es la deformación y δ es el desplazamiento medido. Los valores de B (1.5 mm) y D (1.5 mm) el ancho y el alto del espécimen, respectivamente, fueron medidos para cada muestra. L fue equivalente a

17 mm, mientras que L_s tuvo un valor de 12 mm. Esto se ha esquematizado en la figura 3.1(51).

3.3.2.- ENSAYO DE FLEXIÓN EN TRES PUNTOS

Este ensayo se realizó para determinar la resistencia a flexión y la tenacidad a fractura en probetas en forma de barras previamente pulidos y entalladas mediante láser femtopulsado de cada material incluido en este estudio. Los ensayos fueron realizados en una máquina de ensayos universal (Instron 3369) (Figura 3.2). Se utilizaron 5 especímenes para asegurar la repetitividad de los resultados, con dimensiones nominales de 1.5 mm x 1.5 mm x 14 mm. Las muestras se colocaron sobre rodillos de 1,5 mm ($\pm 0,2$ mm). El ensayo en aire y saliva fue realizado con una célula de carga de 1 KN, con una resolución de 1 Newton y un control de desplazamiento con una velocidad de 100 μ m/min.



Figura 3.2.- Máquina universal para el ensayo de flexión.

3.3.3.- ENSAYO DE TENACIDAD DE FRACTURA

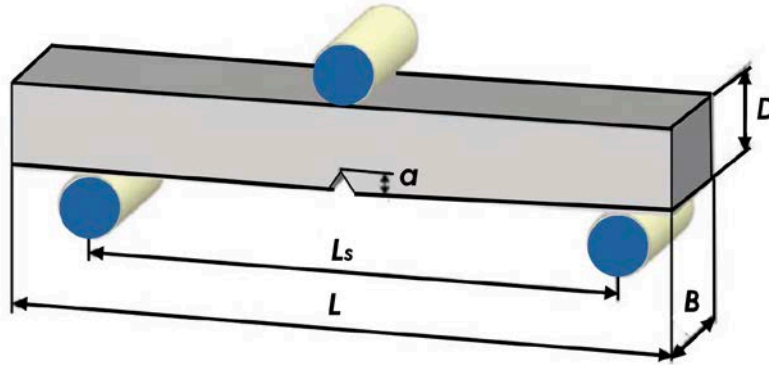


Figura 3.3.- Representación gráfica de las dimensiones nominales de la probeta de ensayo para determinar las medidas.

Para este ensayo se utilizaron probetas de 17 mm de longitud (L) x 1.5 mm de ancho (D), x 1.5 mm de espesor (B) sobre rodillos con una longitud entre ellos de 8.5 mm (L_2). En la mitad de las probetas se realizó una entalla recta mediante un láser femtopulsado, (tal como se representa en la figura 3.3) con una raíz cuyo radio es de aproximadamente 5-20 nm y con una longitud de entalla de alrededor de 250 μm . El largo preciso de la entalla fue medido para cada espécimen usando un microscopio electrónico de barrido de emisión de campo después del ensayo. La siguiente fórmula provista por Guinea et al. (51,58) fue aplicada para calcular el factor de intensidad de carga en modo I y los valores de tenacidad de fractura resultantes (K_{Ic}) desde la carga de rotura y la sección cónica de cada espécimen (fórmula 3.2) (51):

$$K_{IC} = \frac{3 F_{max} L_s}{2 D^2} \frac{\pi a}{\pi} \frac{A - \left(\frac{a}{D}\right) C + \left(\frac{a}{D}\right)^2 E - \left(\frac{a}{D}\right)^3 F + \left(\frac{a}{D}\right)^4 G}{\left(1 - \frac{a}{D}\right)^{\frac{3}{2}} \left(1 + \frac{2a}{D}\right) \pi}$$

Fórmula 3.2

donde F_{max} corresponde a la carga máxima de rotura, D es la altura del espécimen y A, C, E, F y G son calculadas de la siguiente manera (fórmula 3.3):

$$A = 1.989 - 0.356 \frac{D}{L_s} ; \quad C = 1.217 - 0.315 \frac{D}{L_s} ; \quad E = 3.212 - 0.705 \frac{D}{L_s} ;$$

$$F = 3.222 - 0.020 \frac{D}{L_s} ; \quad G = 1.226 - 0.015 \frac{D}{L_s}$$

Fórmula 3.3

3.3.4.- ENSAYOS DE NANO-INDENTACIÓN



Figura 3.4.-Equipo utilizado para el ensayo de nano-indentación.

Los ensayos de nano-indentación se realizaron a temperatura ambiente usando un nano-indentador XP (MTS Systems Corporation, Estados Unidos) (Figura 3.4) equipado con un módulo continuo para medir la rigidez.

Las nanoindentaciones se realizaron mediante una punta Berkovich estándar calibrada con silicio fundido. Este indentador piramidal de tres lados es preferido al de cuatro lados debido a su angulación más pequeña entre sus caras, lo que minimiza la influencia de la fricción y hace más factible la penetración por su punta aguda. Con este equipo, los ensayos de indentación pueden ser realizados bajo carga o control de desplazamiento, que fue conducido desde el comienzo para determinar el ensayo más fiable para evitar el tamaño del efecto de la indentación que podría afectar los resultados en las propiedades mecánicas. Una carga de entre 0.025 y 0.05 Kg fue aplicada al indentador a través de una bobina electromagnética calibrada con una resolución de 50 nN. Mientras tanto el desplazamiento fue medido usando un transductor electrostático con una resolución de 0.01 nm. Durante los ensayos la unidad de control registró continuamente la fuerza y el desplazamiento experimentado por el indentador cuando la superficie del material fue penetrada. Basados en los datos de carga-desplazamiento obtenido, los valores promedio de la nano-dureza fueron obtenidos de acuerdo al método de Oliver y Pharr (50) (Figura 3.5). La nano-dureza (H_n) de los materiales fue definida como el radio entre el pico de la carga aplicada (P_{max}) y el área de contacto de la indentación proyectada de la siguiente manera (fórmula 3.4):

$$H_n = \frac{P_{max}}{A}$$

Fórmula 3.4

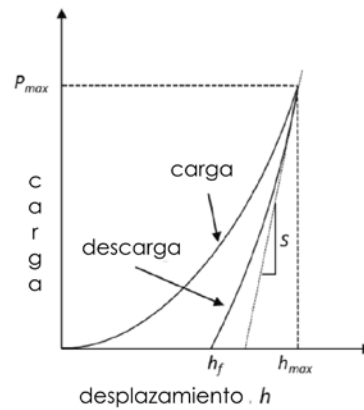


Figura 3.5.- Esquema de la curva carga-desplazamiento típica obtenida por nanoindentación (Oliver y Pharr, 1992) (51).

3.3.5.- ENSAYOS DE MICRO-INDENTACIÓN

La micro-dureza de los materiales estudiados fue obtenida usando un test de micro-indentación a temperatura ambiente mediante un durómetro LECO V-100-C (Figura 3.6) equipado con un indentador Vickers y siguiendo la norma ASTM-E384 (2011).



Figura 3.6.- Durómetro utilizado para el ensayo de microindentación.

En el ensayo, un indentador piramidal de diamante de cuatro lados con una angulación de 136° (figura 3.6) se introdujo en el espécimen con una carga (F) por 12 segundos. Después, el indentador fue retirado de la superficie del espécimen. La longitud de las diagonales de la indentación fueron medidas con un microscopio óptico. El valor de la dureza fue obtenido dividiendo la fuerza aplicada por el área de contacto entre el indentador y el espécimen con el siguiente factor de corrección (fórmula 3.5):

$$HV = \frac{F}{A} = 0.1891 \frac{F}{d_1 d_2}$$

Fórmula 3.5

En el presente trabajo los especímenes fueron sometidos a 1 kg (9.8N) para determinar la influencia de la carga aplicada sobre la micro-dureza tanto en los ensayos con aire como con saliva.

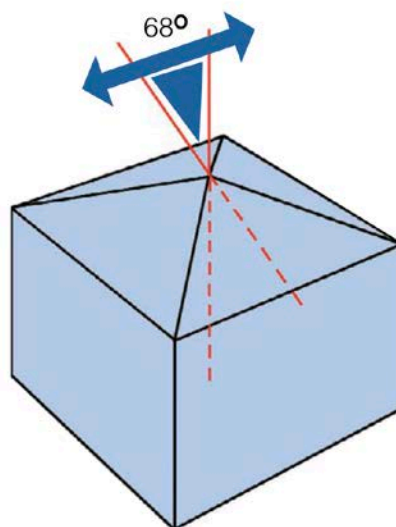


Figura 3.7.- Geometría del indentador mostrando una angulación de 136° entre sus caras opuestas.

3.3.6.- TIEMPOS DE FRESADO

Un modelo de una cavidad mesio-ocluso-distal de un segundo molar superior derecho fue escaneado con la cámara OMNICAM® (DENTSPY-SIRONA, ALEMANIA). Sobre el modelo digitalizado, una restauración tipo inlay fue diseñada mediante el software CEREC SW® 4.5.1. (DENTSPY-SIRONA, ALEMANIA). Dicha restauración se fresó utilizando un bloque (C14) de cada uno de los materiales estudiados mediante la talladora MCXL Premium® (DENTSPY-SIRONA, ALEMANIA) (Figura 3.8), utilizando un juego de fresas nuevo (Step Bur 12S y Cylinder Pointed Bur 12S) y con un cambio de líquido refrigerante para cada proceso de fresado. Se cronometró el tiempo efectivo de cada tallado desde la salida del líquido refrigerante hasta la detención absoluta del sistema y el anuncio de finalización del proceso por parte del software.

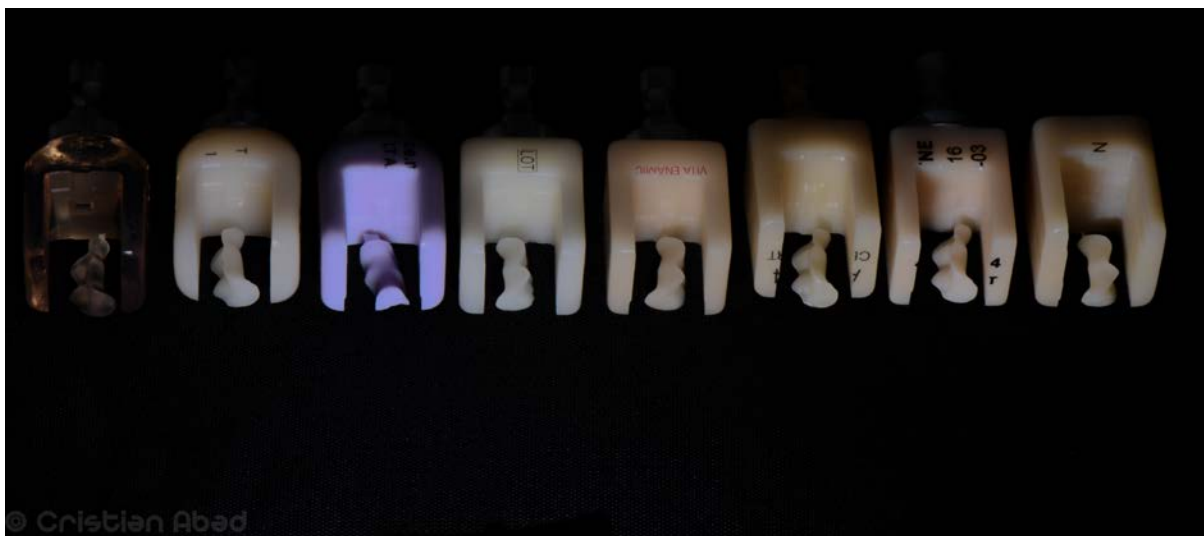


Figura 3.8.- Restauraciones fresadas para determinar el tiempo de fresado.

3.3.7.- DENSIDAD

Dentro de las propiedades físicas, la densidad experimental fue medida mediante el método de Arquímedes por inmersión en etanol de alta pureza a temperatura ambiente siguiendo la norma ASTM C 20-00 estándar (59,60).

3.4.- CARACTERIZACIÓN MICRO-ESTRUCTURAL

Las muestras fueron debidamente pulidas para ser observadas al microscopio y se embutieron en resina epóxica (EpoxiCure, Buehler, Estados Unidos) mezclando cinco partes de resina base con una parte de endurecedor de acuerdo a las indicaciones del fabricante (EpoxiCure Hardener, Buehler, Estados Unidos) y colocadas en un recipiente de silicona de forma cilíndrica durante 24 horas hasta producirse la polimerización completa. El proceso siguió la siguiente secuencia:

1. Muestreo: Se eligieron las muestras más representativas, que no tuvieran imperfecciones ocurridas durante el cortado y embutido. Ante cualquier imperfección superficial, la muestra fue corregida mediante un disco con abrasivo de diamante, lubricado continuamente para facilitar el corte y evitar el recalentamiento de la muestra y del disco.

2. Embutido: Se preparó resina epóxica (EpoxiCure®, Buehler, Estados Unidos) mezclando cinco partes de resina base con una parte de endurecedor (EpoxiCure® Hardener, Buehler, Estados Unidos). Las muestras fueron embutidas en la mezcla y colocadas en un recipiente de silicona de forma cilíndrica durante 24 horas hasta que se produjo la polimerización química completa.

3. Desbastado: Para las muestras de este estudio que tenían un valor de dureza inferior al SiC se realizó un desbastado con papel de lija impregnado con carburo de silicio (Buehler® SiC, grinding paper). Se comenzó con un desbastado grosero de 80 grit, y se siguió una secuencia hasta un grit de 2500 (desbastado fino).

4. Pulido: El proceso se realizó en tres etapas con suspensiones que contenían cristales de diamante de 6, 3 y 1 μm . Estos abrasivos de la casa STRUERS, se aplicaron sobre paños de celulosa previamente lubricados con una mezcla comercial de alcohol y aceite. El tiempo de pulido fue de 30 minutos por muestra. Los procesos de desbastado y de pulido se realizaron con una pulidora RotoForce-4®, (Struers GmbH, Alemania), compuesta por un cabezal provisto de un revólver giratorio con capacidad para 6 muestras, el cual controlaba la carga aplicada sobre éstas y el disco de pulido, acoplado a una plataforma con dos platos giratorios modelo RotoPol-22®

(Struers GmbH, Alemania), que permitía controlar la velocidad de giro de los mismos.

Las muestras fueron atacadas con ácido fluorhídrico al 5% durante 20 segundos para revelar la microestructura con más contraste. El análisis de las imágenes de alta resolución de la microestructura fue realizado mediante un microscopio electrónico de barrido de emisión de campo (ZEISS, AURIGA®, Alemania) (Figura 3.8) equipado con electrones secundarios (SE2 InLens), electrones retrodispersados y detectores de Rayos X (EDX).



Figura 3.9.- Microscopio utilizado para el análisis microestructural

3.5.- FLUORESCENCIA POR RAYOS X

Para identificar las fases cristalinas y elementos químicos en las muestras de los materiales estudiados se realizó un análisis semicuantitativo de cada uno de los bloques mediante fluorescencia de rayos X, utilizando

para el efecto un espectrómetro especializado, (Panalytical Zetium®, Egham, Surrey, Inglaterra) (Figura 3.10) con su respectivo software (Panalytical XRF® Software, Egham, Surrey, Inglaterra). Las muestras fueron preparadas para el análisis, previa limpieza con alcohol al 96%.



Figura 3.10.- Espectrómetro especializado para Fluorescencia por Rayos X

3.6.- DIFRACCIÓN DE RAYOS X

Los difractogramas se realizaron en un difractómetro Panalytical (www.panalytical.com) modelo X'Pert-PRO® (Figura 3.11a equipado con un tubo de Cu (longitud de onda media Cu Kalfa= 1.54187 Å) trabajando a 45 kV y 40 mA y un detector rápido tipo X'Celerator® con filtro beta de Ni

(Figura 3.11b). La óptica programable de haz incidente se utilizó en modo longitud irradiada constante de manera que el haz de rayos X se mantuvo dentro de la superficie de la muestra para todo el rango angular de medida. Las muestras se midieron sin ninguna manipulación adicional, ajustando una de las caras del prisma a la altura del eje del goniómetro.

Para realizar la identificación de fases se han convertido previamente los difractogramas al equivalente medido con rendija de divergencia fija con el fin de facilitar la comparación con las fichas de la base de datos. La identificación de fases se hizo por comparación con la base de datos ICDD PDF4+ release 2016 (www.icdd.com) imponiendo las restricciones adecuadas basadas en la información química disponible.



Figura 3.11.- a) Difractómetro utilizado para la identificación de fases. **b)** Detector para la cuantificación de los elementos.

3.7- TRATAMIENTO DE LOS DATOS

Una vez realizadas las pruebas de laboratorio para cada uno de los materiales testados, según la metodología descrita en este respectivo apartado de esta memoria de tesis doctoral, se procedió a la agrupación de los datos obtenidos en un libro de Excel 2015 (Ver 15.32. Microsoft® Corp, USA). A continuación, los datos agrupados por hojas, fueron depurados, organizados adecuadamente en variables y exportados para su análisis y presentación en el programa SPSS® (Statistical Package for Social Science) 20.0 (IBM Corporation, Estados Unidos) para Mac (Apple, Estados Unidos).

En el presente estudio se realizó un análisis estadístico descriptivo y otro inferencial de los datos obtenidos.

En el análisis descriptivo de los datos se utilizaron índices de tendencia central, de dispersión, de posición y de forma.

En el análisis inferencial de los datos se realizaron en primer lugar, pruebas de normalidad de Kolmogorov-Smirnov para comprobar si las variables estudiadas cumplían principios de normalidad. Posteriormente se utilizó un análisis de la variancia (ANOVA) unifactorial y en los casos en los cuales resultó significativo se empleó un test post hoc de Tukey para hacer la comparación dos a dos entre todos los grupos. El análisis estadístico

completo puede ser consultado en su totalidad en el anexo de esta memoria.

Resultados

4.1.- ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

En este apartado presentamos los resultados de acuerdo a cada una de las variables estudiadas para cada material analizado, densidad, dureza, tenacidad y resistencia a flexión con los principales valores descriptivos: la media, la desviación estándar (DS), el límite inferior y el límite superior del intervalo de confianza al 95% (IC) y representados gráficamente mediante diagramas de caja.

4.2.- PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS

4.2.1.- DENSIDAD

Los valores descriptivos de la densidad de los materiales CAD/CAM estudiados se muestran en la tabla 4.1.

Tabla 4.1: Valores de la Densidad de los materiales

MATERIAL	MEDIA	DS	Límite inferior IC	Límite Superior IC
LAVA [®]	1,934	0,013	1,920	1,948
CRIOS [®]	1,959	0,001	1,957	1,961
CERASMART [®]	1,906	0,001	1,905	1,907
ENAMIC [®]	2,082	0,025	2,056	2,108
EMPRESS CAD [®]	2,434	0,023	2,409	2,459
EMAX CAD [®] PRE	2,349	0,006	2,343	2,353
EMAX CAD [®] POS	2,413	0,004	2,408	2,418
CELTRA [®]	2,626	0,001	2,624	2,629
SUPRINITY [®]	2,635	0,001	2,633	2,637

IC: Intervalo de Confianza 95%. Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

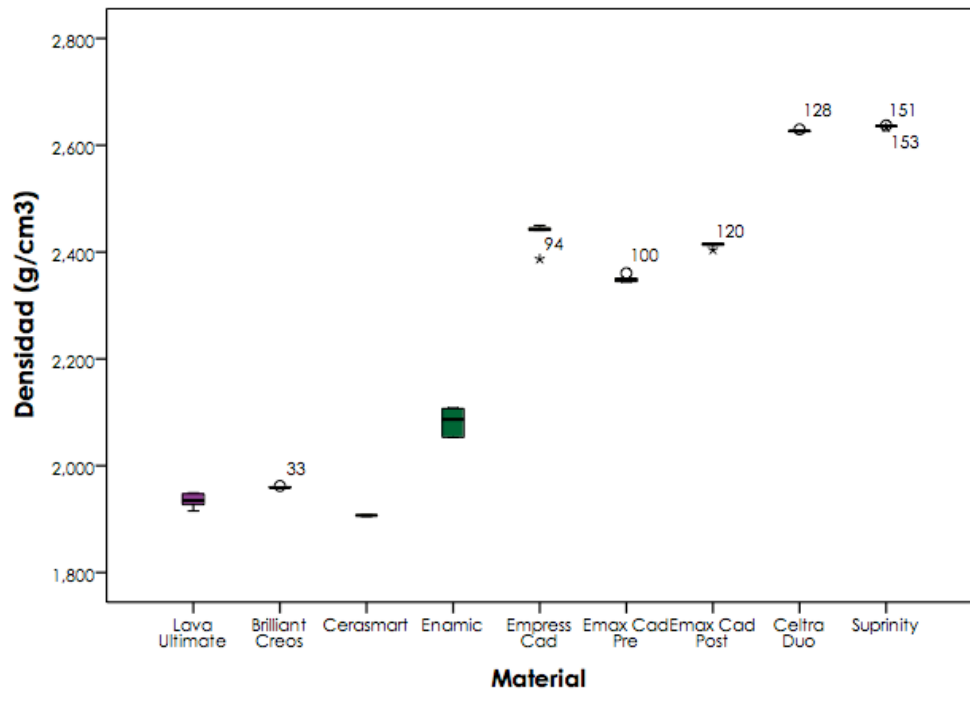


Figura 4.1.- Diagrama de cajas para la densidad de cada material.

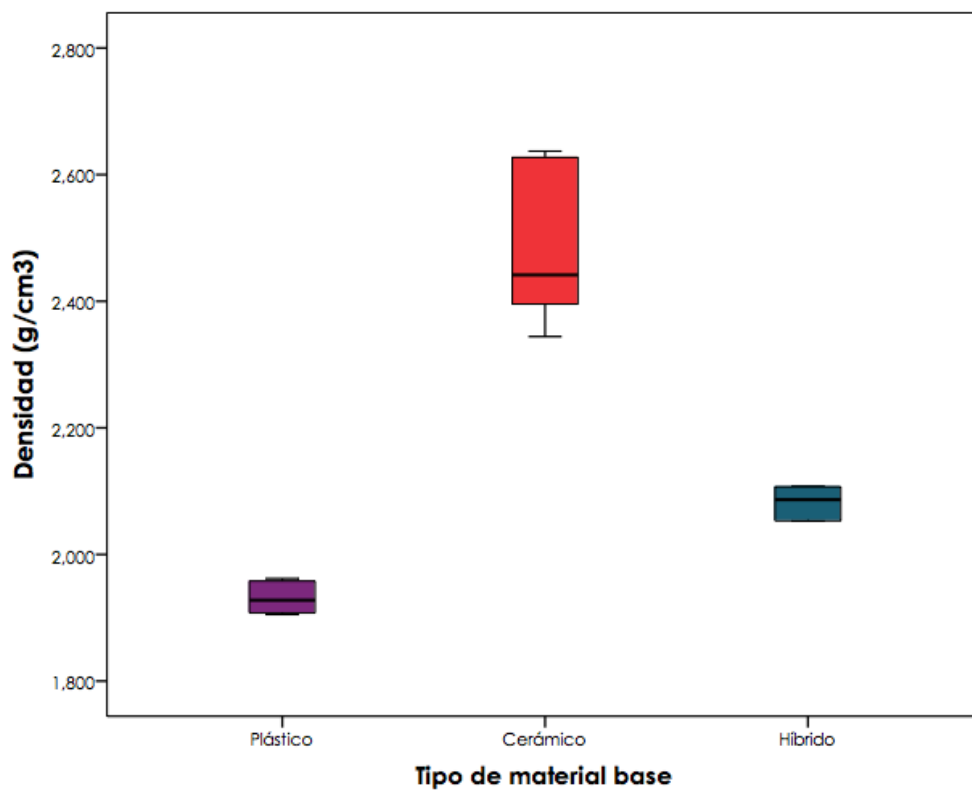


Figura 4.2.- Diagrama de cajas para la densidad según el tipo de material base.

4.2.2.- DUREZA

Los resultados obtenidos en la prueba de micro-dureza con una carga de 1000 GPa en aire en cada uno de los materiales CAD/CAM estudiados se muestran en la tabla 4.2 y gráficamente en la figura 4.3. Los valores de micro-dureza obtenidos en saliva se observan en la tabla 4.3, mientras que los obtenidos con una carga de 300 GPa, se ven expresados en la tabla 4.4. Los resultados que se obtuvieron en la prueba de nano-dureza donde las probetas fueron sometidas a una carga de 25 GPa en aire se muestran en la tabla 4.5. Los valores para micro-dureza con carga de 1000 GPa están representados gráficamente en las figuras 4.4 y 4.5.

Tabla 4.2: Valores de Micro-dureza (1000 GPa) en Aire

MATERIAL	MEDIA	DS	Límite inferior IC	Límite Superior IC
CERASMART [®]	0,7631	0,028	0,728	1,972
CRIOS [®]	0,803	0,070	0,738	0,868
LAVA [®]	1,037	0,070	0,950	1,124
ENAMIC [®]	1,914	0,036	1,857	0,036
EMAX CAD [®] PRE	6,044	0,057	5,528	6,560
EMPRESS CAD [®]	6,385	0,605	5,825	6,945
SUPRINITY [®]	6,583	0,909	5,932	7,234
EMAX CAD [®] POS	7,034	0,592	6,486	7,583
CELTRA [®]	7,184	0,510	6,792	5,577

IC: Intervalo de confianza al 95%. Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

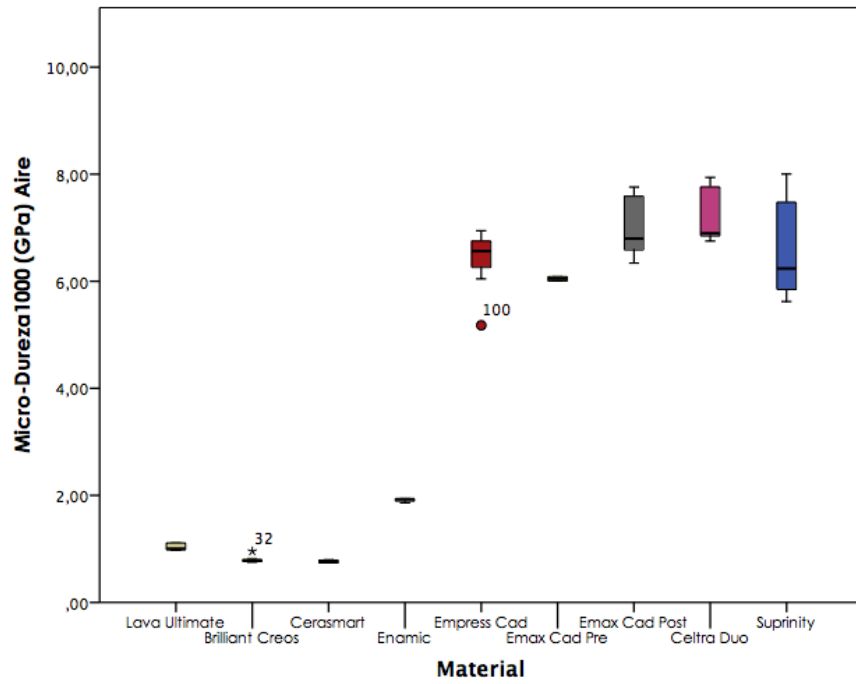


Figura 4.3.- Diagrama de cajas para la micro-dureza en aire 1000 (GPa).

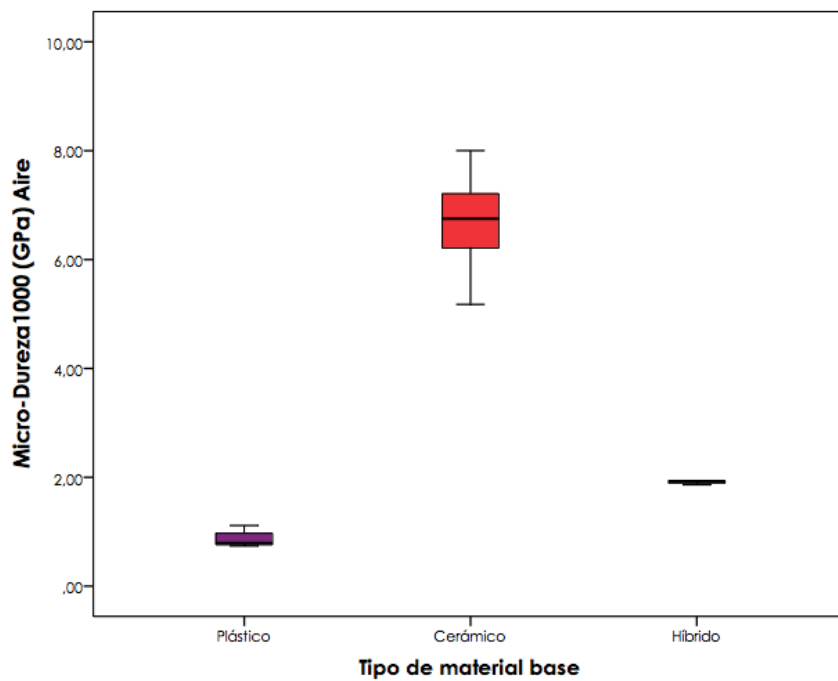


Figura 4.4.- Diagrama de cajas para la micro-dureza en aire según la base del material.

Tabla 4.3: Valores de Micro-dureza (1000 GPa) en Saliva

MATERIAL	MEDIA	DS	Límite inferior IC	Límite Superior IC
CERASMART®	0,709	0,021	0,683	0,735
CRIOS®	0,750	0,026	0,719	0,780
LAVA®	0,952	0,030	0,904	1,005
ENAMIC®	2,078	0,106	1,966	2,190
EMPRESS CAD®	5,565	0,474	4,976	6,155
EMAX CAD® PRE	6,427	0,255	6,190	6,663
EMAX CAD® POS	6,626	0,278	6,183	7,070
SUPRINITY®	6,899	0,224	6,340	7,458
CELTRA®	7,086	0,687	6,466	6,597

IC: Intervalo de confianza al 95%. Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

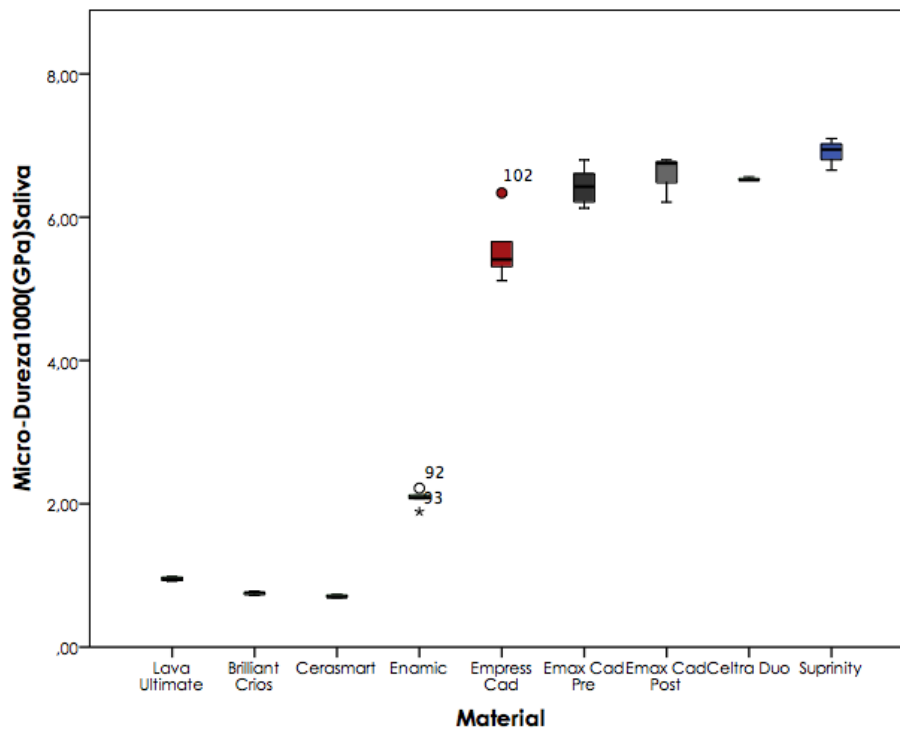


Figura 4.5.- Diagrama de cajas para la micro-dureza en saliva para cada material.

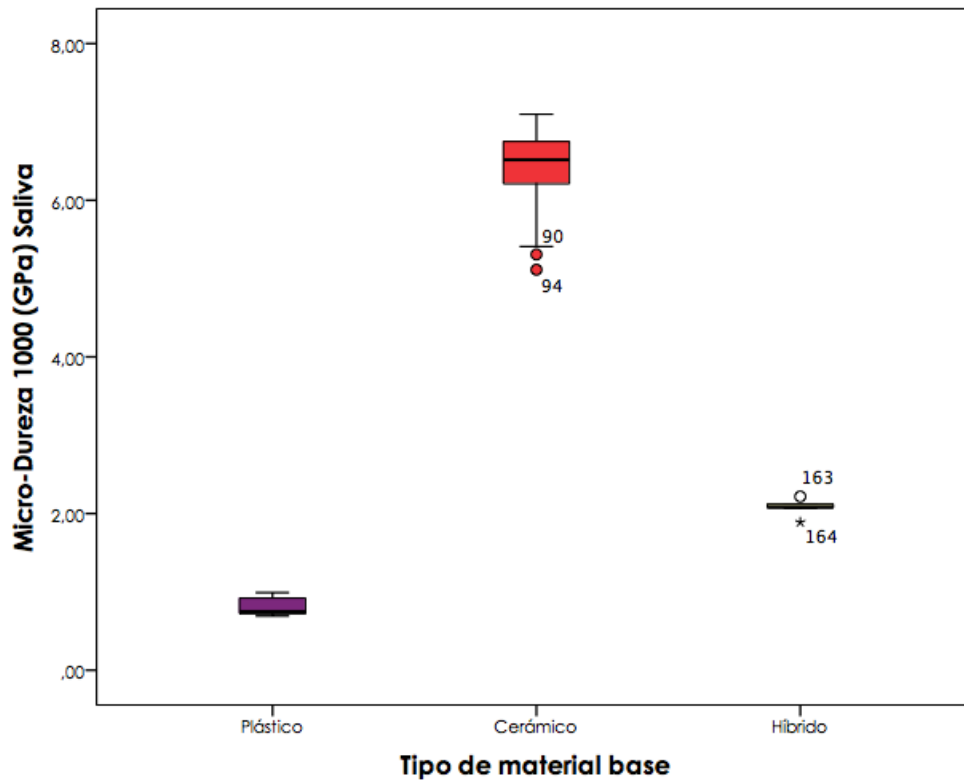


Figura 4.6.- Diagrama de cajas para la micro-dureza en saliva según el material base.

Tabla 4.4: Valores de Micro-dureza (300 GPa) en Aire

MATERIAL	MEDIA	DS	Límite inferior IC	Límite Superior IC
CRIOS [®]	0,756	0,040	0,713	0,798
CERASMART [®]	0,778	0,017	0,760	0,797
LAVA [®]	1,321	0,177	1,135	1,508
ENAMIC [®]	2,542	0,295	2,232	2,853
EMAX CAD PRE [®]	6,141	0,614	5,750	6,532
EMPRESS CAD [®]	6,463	0,405	6,038	6,889
EMAX CAD POS [®]	6,739	0,200	6,611	6,867
CELTRA [®]	7,086	0,687	6,649	7,523
SUPRINITY [®]	7,873	0,592	7,251	8,495

IC: Intervalo de confianza al 95%. Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

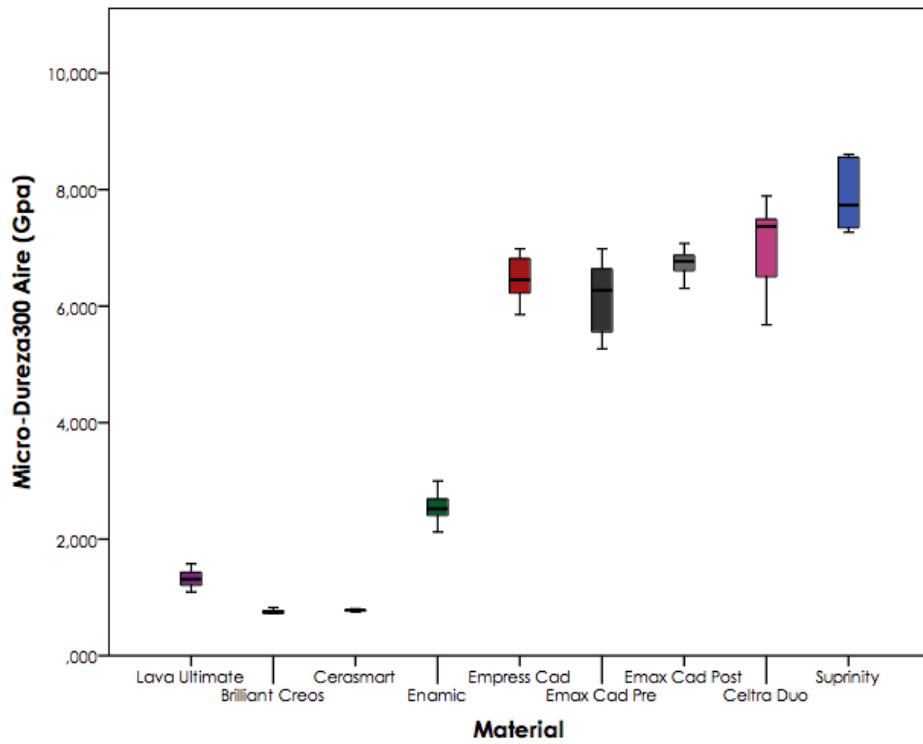


Figura 4.7.- Diagrama de cajas para la micro-dureza en aire para cada material.

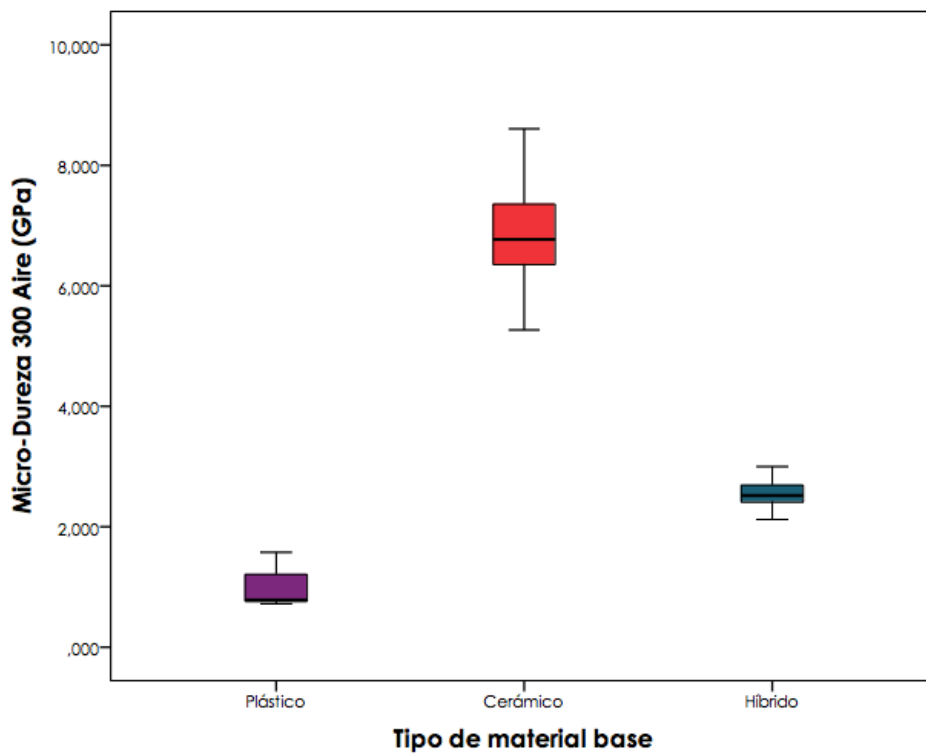


Figura 4.8.- Diagrama de cajas para la micro-dureza en aire según el material base.

Tabla 4.5: Valores de Nano-dureza (25 GPa) en Aire

MATERIAL	MEDIA	DS	Límite inferior IC	Límite Superior IC
CERASMART®	0,717	0,064	0,670	0,775
CRIOS®	0,808	0,053	0,793	0,876
LAVA®	1,148	0,201	0,772	1,377
ENAMIC®	2,346	0,493	1,993	2,700
CELTRA®	5,224	3,612	3,662	6,786
EMAX CAD® PRE	6,166	1,736	5,273	7,059
EMPRESS CAD®	6,596	0,560	6,165	7,027
EMAX CAD® POS	7,781	0,196	7,640	7,922
SUPRINITY®	9,220	0,432	8,859	9,582

IC: Intervalo de confianza al 95%. Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

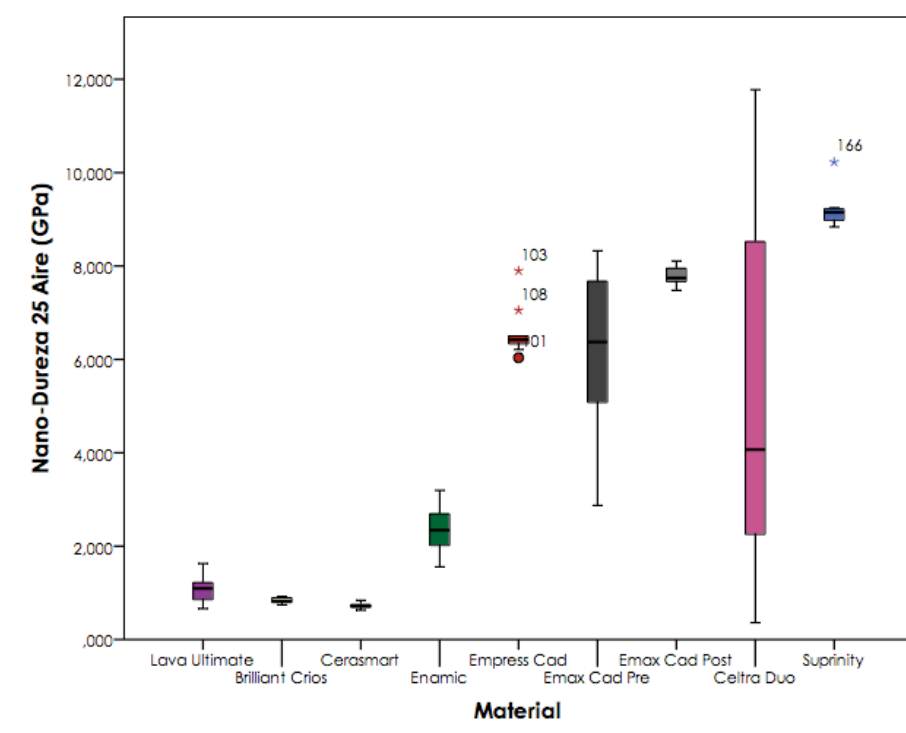


Figura 4.9.- Diagrama de cajas para la nano-dureza en aire para cada material.

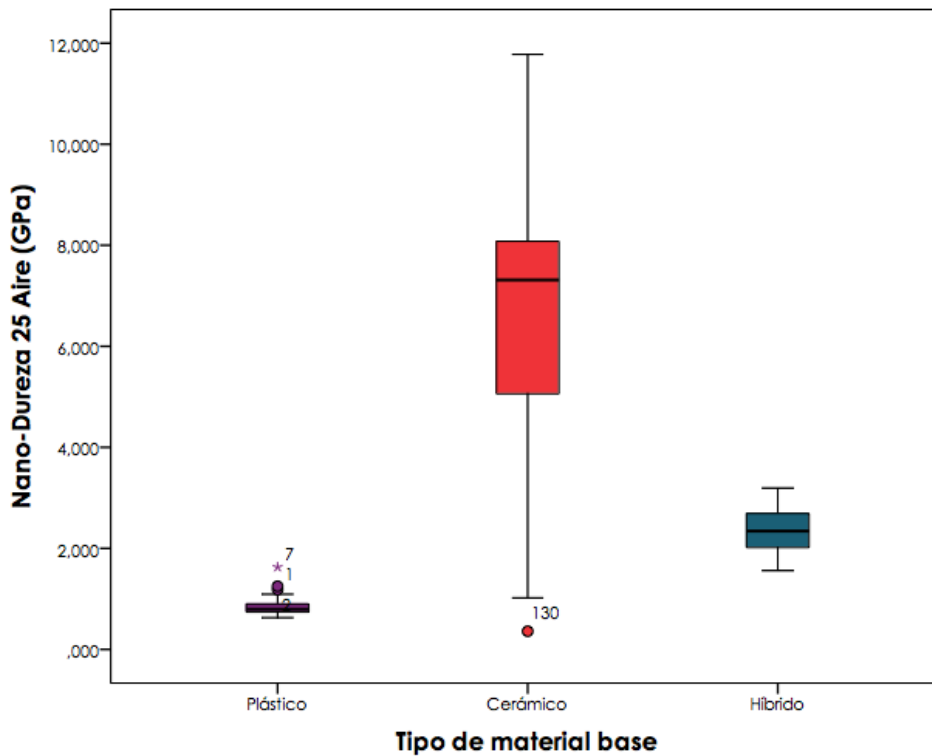


Figura 4.10.- Diagrama de cajas para la nano-dureza en aire según el material base.

4.2.3.- TENACIDAD

Los valores de esta propiedad expresados en ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) para cada uno de los materiales estudiados, en las pruebas en aire y en saliva se muestran en las tablas 4.6 y 4.7 respectivamente y están representados gráficamente mediante diagramas de caja en las figuras 4.11 a 4.14.

Tabla 4.6: Valores de la Tenacidad ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) en Aire

MATERIAL	MEDIA	DS	Límite inferior IC	Límite Superior IC
ENAMIC [®]	0,906	0,046	0,791	1,021
CERASMART [®]	0,926	0,040	0,826	1,027
EMPRESS CAD [®]	0,993	0,118	0,699	1,287
LAVA [®]	1,043	0,047	0,925	1,160
CRIOS [®]	1,120	0,026	1,054	1,185
EMAX CAD [®] PRE	1,605	0,530	-3,159	6,369
EMAX CAD [®] POS	1,980	0,175	1,543	2,416
CELTRA [®]	2,026	0,148	1,657	2,395
SUPRINITY [®]	2,360	0,245	1,749	2,970

IC: Intervalo de confianza al 95%. Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

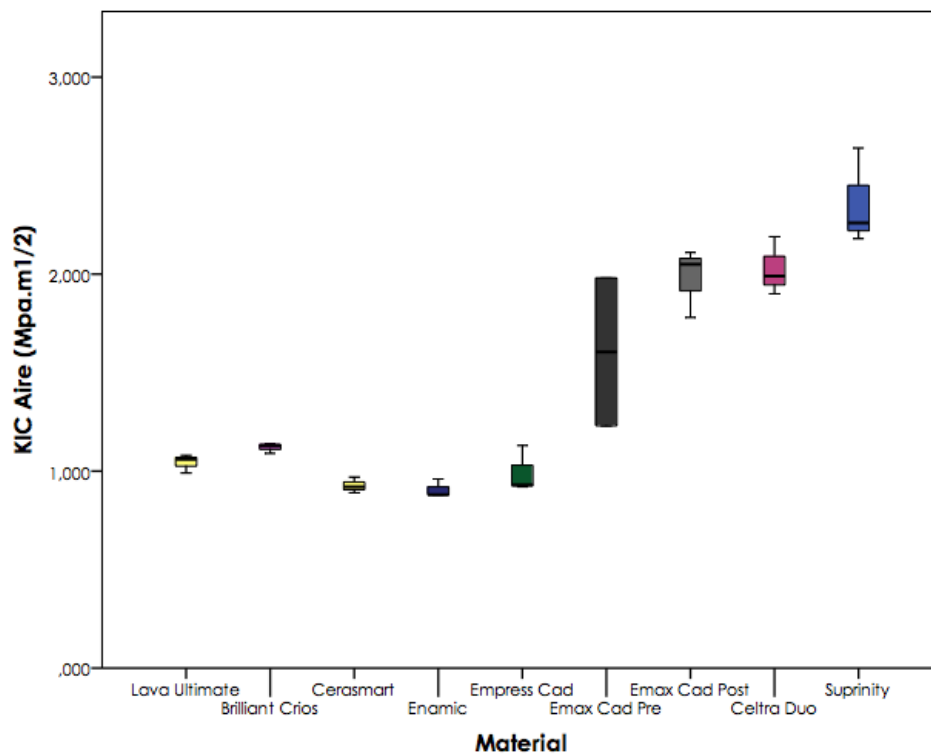


Figura 4.11.- Diagrama de cajas para la tenacidad en aire para cada material.

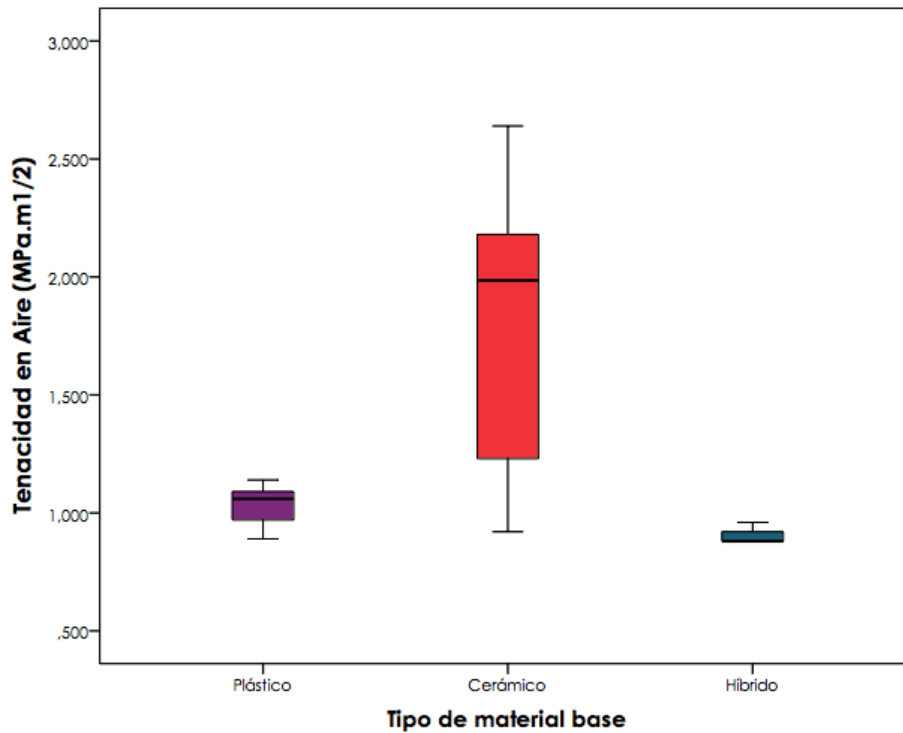


Figura 4.12.- Diagrama de cajas para la tenacidad en aire según el material base.

Tabla 4.7: Valores de la Tenacidad (Mpa.m^{1/2}) en Saliva

MATERIAL	MEDIA	DS	Límite inferior IC	Límite Superior IC
LAVA [®]	0,715	0,021	0,524	0,905
CERASMART [®]	0,796	0,050	0,671	0,921
ENAMIC [®]	0,865	0,063	0,293	1,436
CRIOS [®]	0,950	0,030	0,875	1,024
EMPRESS CAD [®]	0,973	0,160	0,574	1,371
SUPRINITY [®]	1,473	0,365	0,566	2,380
CELTRA [®]	1,485	0,289	-1,119	4,089
EMAX CAD [®] PRE	1,705	0,176	0,116	3,293
EMAX CAD [®] POS	2,040	0,452	-2,026	6,106

IC: Intervalo de confianza al 95%. Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

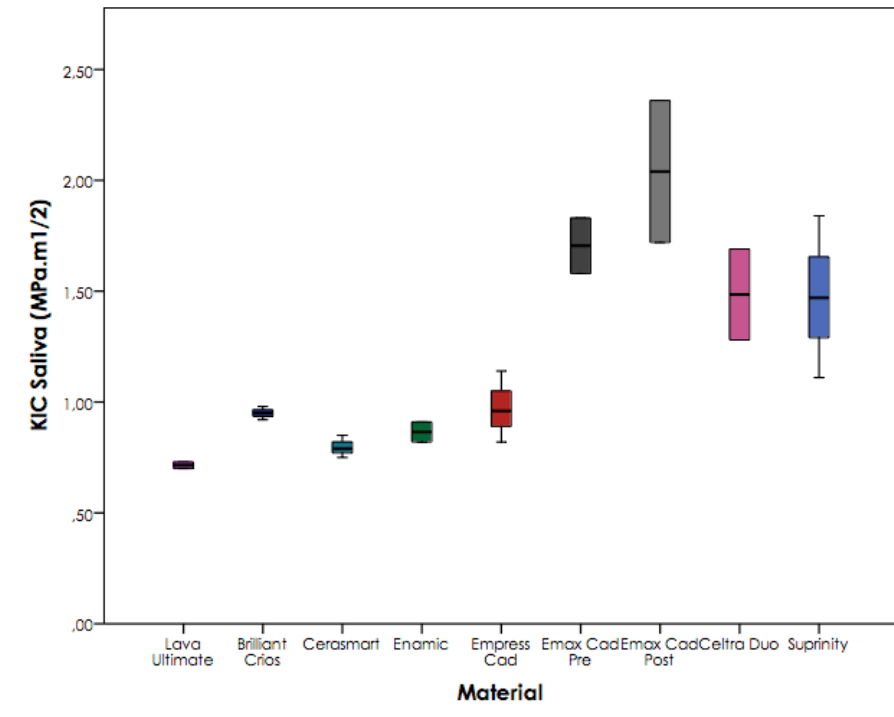


Figura 4.13.- Diagrama de cajas para la tenacidad en saliva para cada material.

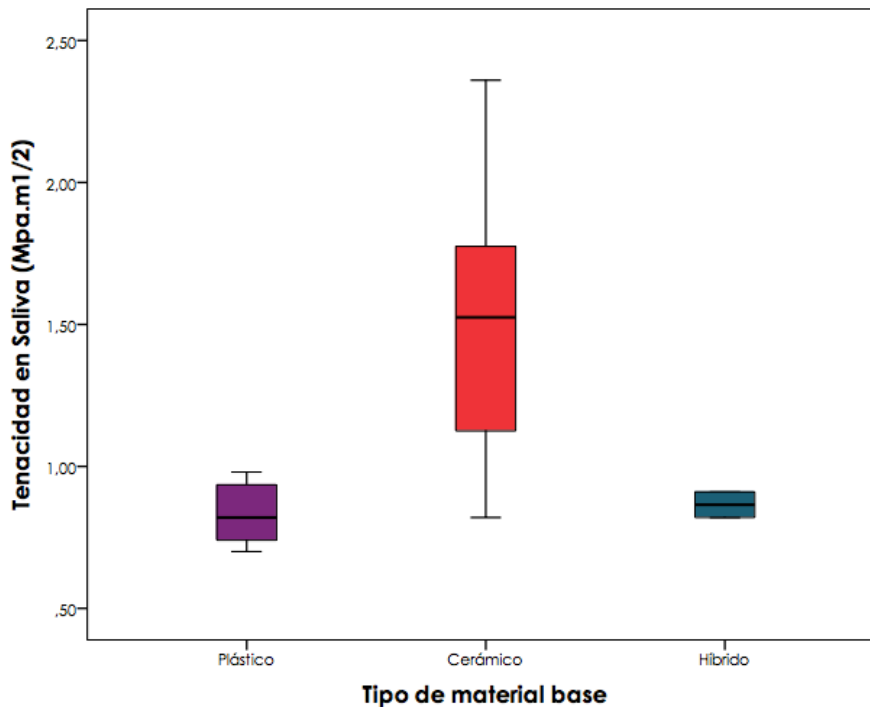


Figura 4.14.- Diagrama de cajas para la tenacidad en saliva según el material base.

4.2.4.- RESISTENCIA A FLEXIÓN

Los valores obtenidos después de las pruebas realizadas en aire y en saliva expresados en MPa, se muestran en la tabla 4.8 y 4.9 respectivamente y sus valores están representados en los diagramas de caja que se muestran en las figuras desde la 4.15 hasta la figura 4.18.

Tabla 4.8: Valores de Resistencia a flexión (MPa) en Aire

MATERIAL	MEDIA	DS	Límite inferior IC	Límite Superior IC
ENAMIC [®]	127,456	6,495	111,321	143,592
EMPRESS CAD [®]	127,760	35,166	40,402	215,117
EMAX CAD [®] PRE	130,196	19,212	82,469	177,923
CERASMART [®]	139,056	5,917	124,356	153,756
CRIOS [®]	147,463	12,448	116,538	178,388
CELTRA [®]	149,786	25,639	86,093	213,479
LAVA [®]	153,740	22,740	97,250	210,229
EMAX CAD [®] POS	165,960	19,215	118,227	213,692
SUPRINITY [®]	171,683	20,278	121,308	222,058

IC: Intervalo de confianza al 95%. Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

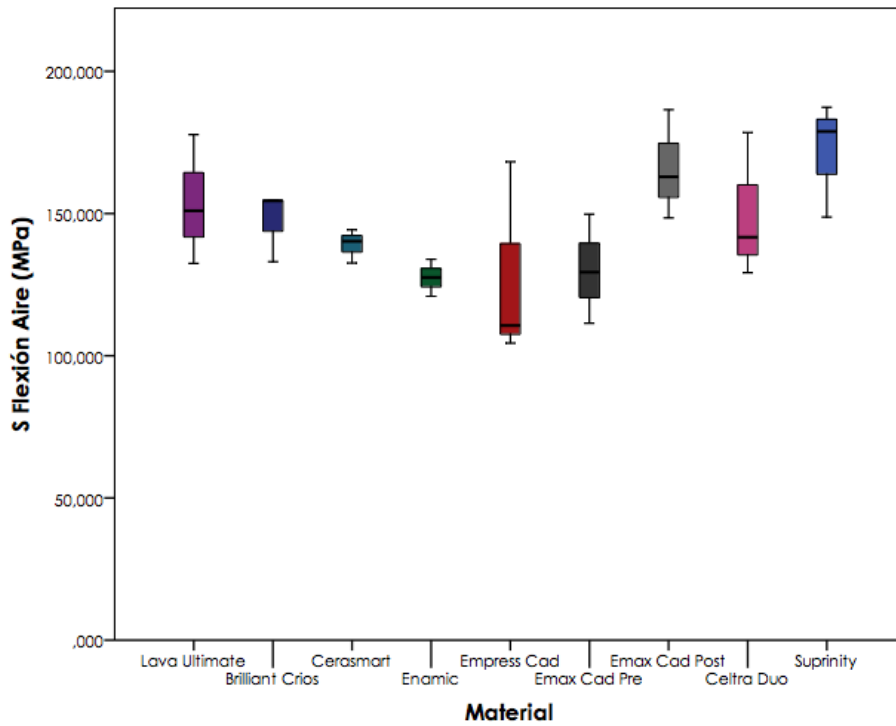


Figura 4.15.- Diagrama de cajas para la resistencia a flexión en aire para cada material.

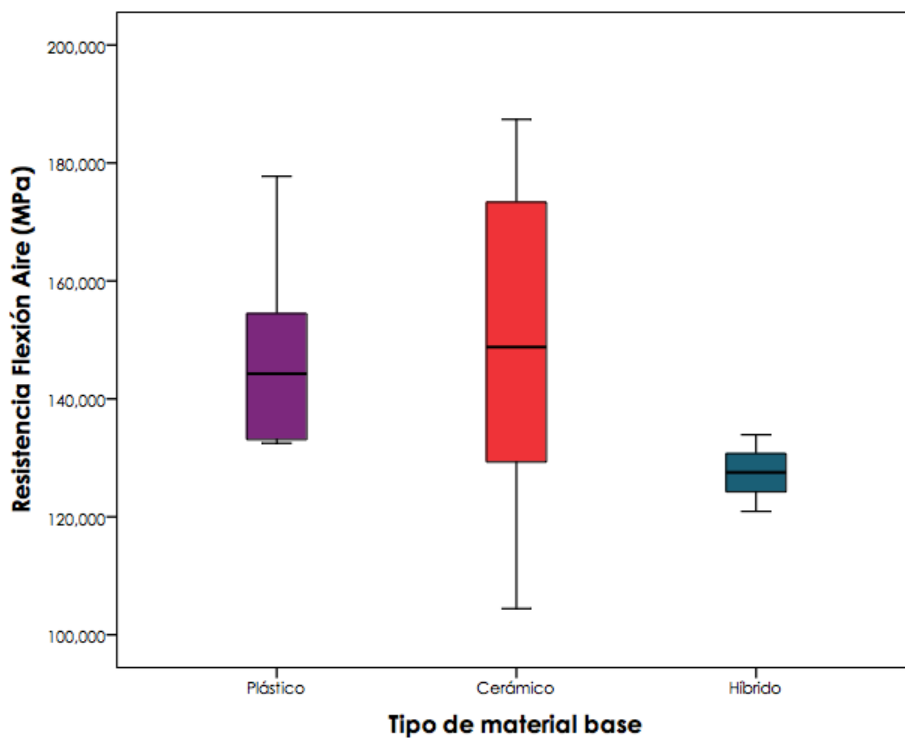


Figura 4.16.- Diagrama de cajas para la resistencia a flexión en aire según el material base.

Tabla 4.9: Resistencia a flexión (MPa) en Saliva

MATERIAL	MEDIA	DS	Límite inferior IC	Límite Superior IC
EMPRESS CAD [®]	102,080	20,995	49,923	154,236
ENAMIC [®]	103,490	10,562	77,252	129,728
LAVA [®]	112,396	6,660	95,850	128,942
CERASMART [®]	114,743	19,009	67,522	161,964
EMAX CAD [®] POS	126,533	48,995	4,821	248,245
CELTRA [®]	134,986	5,030	122,490	147,482
EMAX CAD [®] PRE	137,790	22,637	81,555	194,024
SUPRINITY [®]	138,205	12,353	27,216	249,193
CRIOS [®]	144,743	15,684	105,782	183,704

IC: Intervalo de confianza al 95%. Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

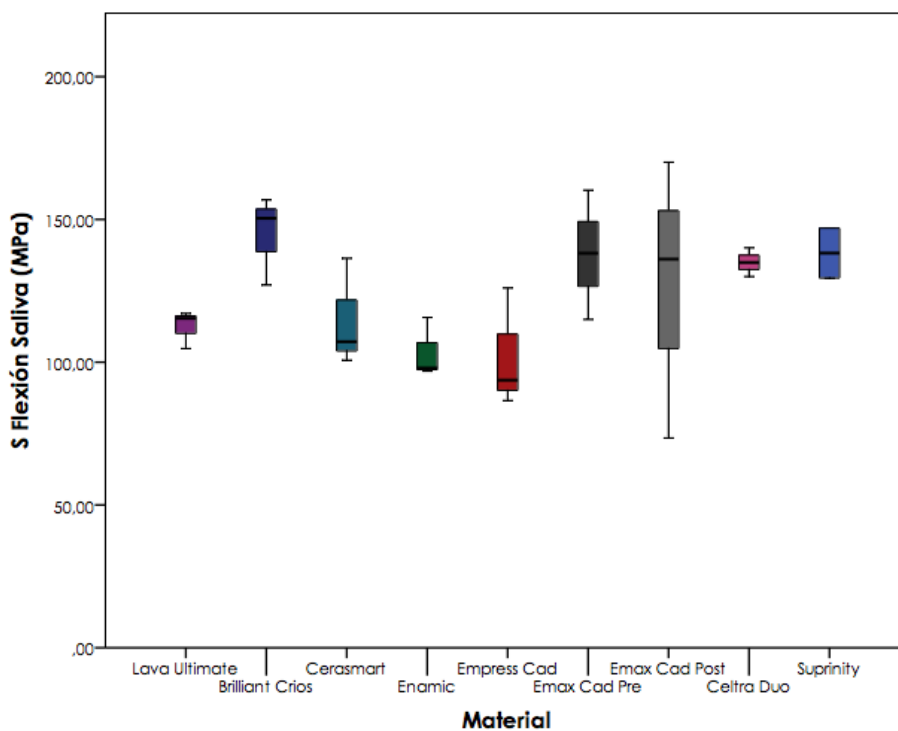


Figura 4.17.- Diagrama de cajas para la resistencia a flexión en saliva para cada material.

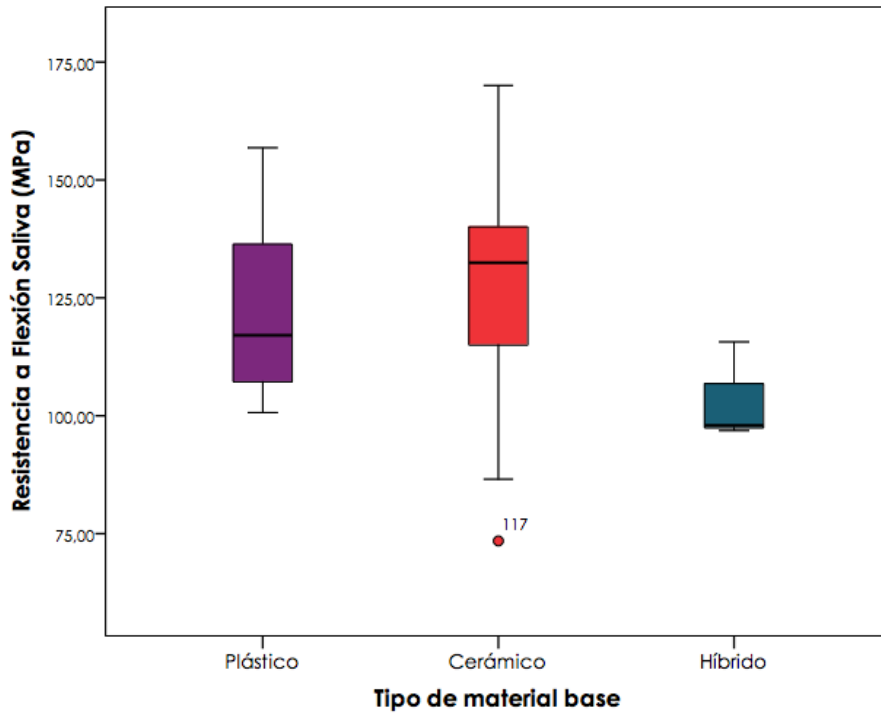


Figura 4.18.- Diagrama de cajas para la resistencia a flexión en saliva según el material base.

4.3.- ESTADÍSTICA INFERENCIAL

Con el objeto de poder realizar inferencias estadísticas al comparar las distintas variables en función del grupo de estudio se procedió en primer lugar a una evaluación de los requisitos de normalidad de los datos. Para ello se utilizó el Test de Kolmogorov-Smirnov ofreciendo los resultados en la tabla 4.10.

En relación a la tabla de pruebas de normalidad presentada, podemos afirmar que para todas las variables de estudio y para cada uno de los materiales se cumplen las condiciones de normalidad, encontrándose valores de $p > 0,05$ en todos los casos. En este sentido conviene recordar que aunque cuando se trata de un número bajo de muestras el Test de Shapiro Wilks es más sensible que el de Kolmogorov-Smirnov, en este caso, como los valores del test de Kolmogorov resultaron suficientemente determinantes, no se consideró la realización de los de Shapiro Wilks.

Así pues, se procedió a la realización del análisis inferencial con pruebas paramétricas de Análisis de la Variancias Unifactorial para las distintas variables y materiales estudiados, como se muestra en las tablas 4.11, 4.13, 4.15, 4.17, 4.19, 4.21, 4.23, 4.25 y 4.27.

Tabla 4.10: Test de Kolgomorov-Smirnov (valor de p para $\alpha= 0,05$)

MATERIAL \ VARIABLES	Dens.	MD	MD	MD	ND	K _{IC}	K _{IC}	S Flexión	S Flexión
	Gr/cm ³	1000 Aire	1000 Saliva	300 Aire	25 Aire	Aire	Saliva	Aire	Saliva
LAVA [®]	0,971	0,831	0,999	0,942	0,912	0,943	0,999	0,999	0,883
CRIOS [®]	0,885	0,452	0,765	0,872	0,877	0,928	0,999	0,779	0,939
CERASMART [®]	0,914	0,896	0,744	0,996	0,891	0,996	0,998	0,992	0,916
ENAMIC [®]	0,950	0,663	0,610	0,998	0,999	0,765	0,999	0,999	0,814
EMPRESS CAD [®]	0,213	0,684	0,956	0,996	0,236	0,805	0,999	0,847	0,915
EMAX [®] PRE	0,911	0,999	0,851	0,902	0,628	0,999	0,999	0,999	0,999
EMAX [®] POS	0,575	0,864	0,479	0,925	0,993	0,915	0,999	0,997	0,994
CELTRA [®]	0,965	0,146	0,161	0,161	0,482	0,984	0,999	0,961	0,999
SUPRINITY [®]	0,728	0,623	0,992	0,956	0,278	0,909	0,999	0,942	0,999

Abreviaturas: Dens- Densidad; MD- Micro-dureza (GPa); ND- Nano-dureza (GPa); K_{IC}- Tenacidad (MPa m^{1/2}); S-Resistencia (MPa); EMAXPRE- Emax Pre-cristalizado; EMAXPOS- Emax cristalizado. **Base plástica;** **Hibrido;** **Base cerámica.**

- Para la variable **Densidad** el test de ANOVA UNIFACTORIAL ($\alpha=0,05$) obtuvo los siguientes resultados: $F_{7,42}=2773,7$; $p < 0,0001$.

El correspondiente test post hoc de Tukey ofreció los resultados que se muestran en la Tabla 4.11.

Tabla 4.11: Pruebas post hoc (HSD Tukey) para la Densidad ($\alpha=0,05$)

	LAVA	CRIOS	CERASMART	ENAMIC	EMPRESS	EMAXPRE	EMAXPOS	CELTRA	SUPRINITY
LAVA®	-								
CRIOS®	0,65	-							
CERASMART®	0,16	0,000	-						
ENAMIC®	0,000	0,000	0,000	-					
EMPRESS®	0,000	0,000	0,000	0,000	-				
EMAX®PRE	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-			
EMAX® POS	0,000	0,000	0,000	0,000	0,137	0,000	-		
CELTRA®	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-	
SUPRINITY®	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,977	-

Abreviaturas: EMAXPRE- Emax Pre-cristalizado; EMAXPOS- Emax cristalizado. **Base plástica;** **Híbrido;** **Base cerámica.**

- Para la variable **Micro-dureza** 1000 (GPa) en aire el test de ANOVA UNIFACTORIAL ($\alpha=0,05$) obtuvo los siguientes resultados: $F_{7,42}=183,4$; $p < 0,0001$.

- El correspondiente test post hoc de Tukey ofreció los resultados que se muestran en la Tabla 4.12.

Tabla 4.12: Pruebas post hoc (HSD Tukey) Micro-dureza 1000 (GPa) en Aire ($\alpha= 0,05$)

	LAVA	CRIOS	CERASMART	ENAMIC	EMPRESS	EMAX PRE	EMAXPOS	CELTRA	SUPRINITY
LAVA®	-								
CRIOS®	0,998	-							
CERASMART®	0,998	1,000	-						
ENAMIC®	0,305	0,049	0,063	-					
EMPRESS®	0,000	0,000	0,000	0,000	-				
EMAX® PRE	0,000	0,000	0,000	0,000	0,997	-			
EMAX® POS	0,000	0,000	0,000	0,000	0,403	0,380	-		
CELTRA®	0,000	0,000	0,000	0,000	0,111	0,183	1,000	-	
SUPRINITY®	0,000	0,000	0,000	0,000	0,998	0,933	0,753	0,305	-

Abreviaturas: EMAXPRE- Emax Pre-cristalizado; EMAXPOS- Emax cristalizado. **Base plástica;** **Híbrido;** **Base cerámica.**

- Para la variable **Micro-dureza 1000 (GPa) en Saliva** el test de ANOVA UNIFACTORIAL ($\alpha= 0,05$) obtuvo los siguientes resultados: $F_{7,42} = 709,319$; $p < 0,0001$.
- El correspondiente test post hoc de Tukey ofreció los resultados que se muestran en la Tabla 4.13.

Tabla 4.13: Pruebas post hoc (HSD Tukey) Micro-dureza 1000 (GPa) en Saliva ($\alpha= 0,05$)

	LAVA	CRIOS	CERASMART	ENAMIC	EMPRESS	EMAXPRE	EMAXPOS	CELTRA	SUPRINITY
LAVA®	-								
CRIOS®	0,914	-							
CERASMART®	0,798	1,000	-						
ENAMIC®	0,000	0,000	0,000	-					
EMPRESS®	0,000	0,000	0,000	0,000	-				
EMAX® PRE	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	-			
EMAX® POS	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,887	-		
CELTRA®	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,999	1,000	-	
SUPRINITY®	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,097	0,811	0,562	-

Abreviaturas: EMAXPRE- Emax Pre-cristalizado; EMAXPOS- Emax cristalizado. **Base plástica;** **Híbrido;** **Base cerámica.**

- Para la variable **Micro-dureza (300 GPa)** el test de ANOVA UNIFACTORIAL ($\alpha= 0,05$) obtuvo los siguientes resultados: $F_{7,42}= 62,362$; $p < 0,0001$.
- El correspondiente test post hoc de Tukey ofreció los resultados que se muestran en la Tabla 4.14.

Tabla 4.14: Pruebas post hoc (HSD Tukey) para Micro-dureza 300 (GPa) en Aire ($\alpha=0,05$)

	LAVA	CRIOS	CERASMART	ENAMIC	EMPRESS	EMAXPRE	EMAXPOS	CELTRA	SUPRINITY
LAVA®	-								
CRIOS®	0,446	-							
CERASMART®	0,502	1,000	-						
ENAMIC®	0,001	0,000	0,000	-					
EMPRESS®	0,000	0,000	0,000	0,000	-				
EMAX® PRE	0,000	0,000	0,000	0,000	0,886	-			
EMAX® POS	0,000	0,000	0,000	0,000	0,950	0,048	-		
CELTRA®	0,000	0,000	0,000	0,000	0,155	0,000	0,636	-	
SUPRINITY®	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,025	-

Abreviaturas: EMAXPRE- Emax Pre-cristalizado; EMAXPOS- Emax cristalizado. **Base plástica; Híbrido; Base cerámica.**

- Para la variable **Nano-dureza (25 GPa)** el test de ANOVA UNIFACTORIAL ($\alpha=0,05$) obtuvo los siguientes resultados: $F_{7,42}=25,703$; $p < 0,0001$.
- El correspondiente test post hoc de Tukey ofreció los resultados que se muestran en la Tabla 4.15.

Tabla 4.15: Pruebas post hoc (HSD Tukey) para Nano-dureza 25 (GPa) en Aire ($\alpha=0,05$)

	LAVA	CRIOS	CERASMART	ENAMIC	EMPRESS	EMAXPRE	EMAXPOS	CELTRA	SUPRINITY
LAVA®	-								
CRIOS®	1,000	-							
CERASMART®	1,000	1,000	-						
ENAMIC®	0,915	0,707	0,692	-					
EMPRESS®	0,000	0,000	0,000	0,000	-				
EMAXPRE®	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	-			
EMAXPOS®	0,000	0,000	0,000	0,000	0,915	0,472	-		
CELTRA®	0,000	0,000	0,000	0,004	0,670	0,836	0,019	-	
SUPRINITY®	0,000	0,000	0,000	0,000	0,125	0,010	0,812	0,000	-

Abreviaturas: EMAXPRE- Emax Pre-cristalizado; EMAXPOS- Emax cristalizado. **Base plástica; Híbrido; Base cerámica.**

- Para la variable **Tenacidad** ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) **en aire** el test de ANOVA UNIFACTORIAL ($\alpha=0,05$) obtuvo los siguientes resultados: $F_{7,42}=29,093$; $p < 0,0001$.
- El correspondiente test post hoc de Tukey ofreció los resultados que se muestran en la Tabla 4.16.

Tabla 4.16: Pruebas post hoc (HSD Tukey) Tenacidad (MPa.m^{1/2}) en Aire ($\alpha= 0,05$)

	LAVA	CRIOS	CERASMART	ENAMIC	EMPRESS	EMAXPRE	EMAXPOS	CELTRA	SUPRINITY
LAVA®	-								
CRIOS®	1,000	-							
CERASMART®	0,996	0,913	-						
ENAMIC®	0,988	0,861	1,000	-					
EMPRESS®	1,000	0,992	1,000	0,999	-				
EMAX® PRE	0,061	0,143	0,015	0,012	0,034	-			
EMAX® POS	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,401	-		
CELTRA®	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,268	1,000	-	
SUPRINITY®	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,006	0,260	0,408	-

Abreviaturas: EMAXPRE- Emax Pre-cristalizado; EMAXPOS- Emax cristalizado. Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

- Para la variable **Tenacidad** (MPa.m^{1/2}) **en saliva** el test de ANOVA UNIFACTORIAL ($\alpha= 0,05$) obtuvo los siguientes resultados: $F_{7,42}= 9,585$; $p < 0,0001$.
- El correspondiente test post hoc de Tukey ofreció los resultados que se muestran en la Tabla 4.17.

Tabla 4.17: Pruebas post hoc (HSD Tukey) para la Tenacidad (MPa.m^{1/2}) en Saliva ($\alpha= 0,05$)

	LAVA	CRIOS	CERASMART	ENAMIC	EMPRESS	EMAXPRE	EMAXPOS	CELTRA	SUPRINITY
LAVA®	-								
CRIOS®	0,954	-							
CERASMART®	1,000	0,993	-						
ENAMIC®	0,998	1,000	1,000	-					
EMPRESS®	0,925	1,000	0,983	1,000	-				
EMAX® PRE	0,014	0,048	0,013	0,043	0,058	-			
EMAX® POS	0,001	0,003	0,001	0,003	0,004	0,838	-		
CELTRA®	0,073	0,264	0,082	0,212	0,309	0,981	0,320	-	
SUPRINITY®	0,046	0,184	0,047	0,154	0,223	0,957	0,211	1,000	-

Abreviaturas: EMAXPRE- Emax Pre-cristalizado; EMAXPOS- Emax cristalizado. Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

- Para la variable **Resistencia a flexión en aire** el test de ANOVA UNIFACTORIAL ($\alpha= 0,05$) obtuvo los siguientes resultados: $F_{7,42}= 1,876$; $p < 0,0001$.
- El correspondiente test post hoc de Tukey ofreció los resultados que se muestran en la Tabla 4.18.

Tabla 4.18: Pruebas post hoc (HSD Tukey) para la Resistencia a flexión (MPa) en Aire ($\alpha= 0,05$)

	LAVA	CRIOS	CERASMART	ENAMIC	EMPRESS	EMAXPRE	EMAXPOS	CELTRA	SUPRINITY
LAVA®	-								
CRIOS®	1,000	-							
CERASMART®	0,992	1,000	-						
ENAMIC®	0,809	0,948	0,998	-					
EMPRESS®	0,818	0,952	0,999	1,000	-				
EMAX® PRE	0,882	0,977	1,000	1,000	1,000	-			
EMAX® POS	0,998	0,966	0,791	0,392	0,402	0,483	-		
CELTRA®	1,000	1,000	0,999	0,908	0,914	0,953	0,985	-	
SUPRINITY®	0,972	0,866	0,594	0,237	0,244	0,305	1,000	0,917	-

Abreviaturas: EMAXPRE- Emax Pre-cristalizado; EMAXPOS- Emax cristalizado. **Base plástica;** **Híbrido;** **Base cerámica.**

- Para la variable **Resistencia a flexión en saliva** el test de ANOVA UNIFACTORIAL ($\alpha= 0,05$) obtuvo los siguientes resultados: $F_{7,42}= 1,511$; $p < 0,0001$.
- El correspondiente test post hoc de Tukey ofreció los resultados que se muestran en la Tabla 4.19.

Tabla 4.19: Pruebas post hoc (HSD Tukey) para la Resistencia a Flexión (MPa) en Saliva ($\alpha= 0,05$)

	LAVA	CRIOS	CERASMART	ENAMIC	EMPRESS	EMAXPRE	EMAXPOST	CELTRA	SUPRINITY
LAVA®	-								
CRIOS®	0,695	-							
CERASMART®	1,000	0,767	-						
ENAMIC®	1,000	0,410	0,999	-					
EMPRESS®	1,000	0,370	0,998	1,000	-				
EMAX® PRE	0,885	1,000	0,928	0,631	0,585	-			
EMAX® POS	0,996	0,981	0,999	0,928	0,903	0,999	-		
CELTRA®	0,935	1,000	0,964	0,721	0,677	1,000	1,000	-	
SUPRINITY®	0,927	1,000	0,956	0,735	0,696	1,000	1,000	1,000	-

Abreviaturas: EMAXPRE- Emax Pre-cristalizado; EMAXPOS- Emax cristalizado. Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

Tabla 4.20: Prueba T para Comparar valores de Resistencia a Flexión en Aire ($\alpha= 0,05$)

MATERIAL	FABRICANTE	ABAD 2017	SIGNIFICACIÓN
LAVA®	202	153	0,067
CRIOS®	251	147	0,005
CERASMART®	238	139	0,001
ENAMIC®	170	127	0,008
EMPRESS CAD®	160	128	0,253
EMAX CAD POST®	360	166	0,003
CELTRA®	210	150	0,055
SUPRINITY®	420	172	0,002

Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

Tabla 4.21: Prueba T para Comparar valores de Resistencia a Flexión en Saliva ($\alpha= 0,05$)

MATERIAL	VALOR FABRICANTE	VALOR ABAD 2017	SIGNIFICACIÓN
LAVA®	202	112	0,002
CRIOS®	251	145	0,007
CERASMART®	238	115	0,008
ENAMIC®	170	103	0,008
EMPRESS CAD®	160	102	0,041
EMAX CAD® POST	360	127	0,014
CELTRA®	210	135	0,001
SUPRINITY®	420	138	0,020

Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

Tabla 4.22: Correlaciones Bivariadas entre las propiedades analizadas

		Densidad (g/cm3)	MD1000 (GPa) Aire	MD1000 (GPa) Saliva	Micro- Dureza300 Aire (GPa)	Nano- Dureza25 Aire GPa)	K _{IC} (MPa.m ^{1/2}) Aire	K _{IC} (MPa.m ^{1/2}) Saliva	SF Aire (MPa)	SF Saliva (MPa)
Densidad (g/cm3)	C. de Pearson	1								
	Sig. (bilateral)									
Micro-Dureza1000 (GPa) Aire	C. de Pearson	,197	1							
	Sig. (bilateral)	,482								
Micro-Dureza1000 (GPa) Saliva	C. de Pearson	,130	,895**	1						
	Sig. (bilateral)	,657	,000							
Micro-Dureza300 Aire (Gpa)	C. de Pearson	,078	,753**	,878**	1					
	Sig. (bilateral)	,767	,001	,000						
Nano-Dureza25 Aire Gpa)	C. de Pearson	,285	,496*	,595*	,620**	1				
	Sig. (bilateral)	,268	,043	,025	,006					
KIC Aire (Mpa.m1/2)	C. de Pearson	,850**	,252	,233	,073	,132	1			
	Sig. (bilateral)	,004	,513	,546	,852	,735				
KIC Saliva (Mpa.m1/2)	C. de Pearson	,656	-,380	-,518	-,685	-,580	,600	1		
	Sig. (bilateral)	,078	,354	,189	,061	,132	,116			
S Flexión Aire (MPa)	C. de Pearson	,330	,003	,306	,561	,314	,405	-,050	1	
	Sig. (bilateral)	,385	,995	,423	,116	,410	,280	,906		
S Flexión Saliva (MPa)	C. de Pearson	,712*	-,165	-,308	-,467	-,152	,471	,821*	,031	1
	Sig. (bilateral)	,032	,671	,420	,205	,696	,200	,013	,936	

Tabla 4.23 : Tiempo de fresado de los materiales CAD/CAM (minutos)

ENAMIC [®]	2'39"
CRIOS [®]	3'06"
CERASMART [®]	3'25"
EMPRESS [®]	3'34"
EMAX CAD [®]	3'55"
LAVA [®]	4'59"
SUPRINITY [®]	5'58"
CELTRA [®]	6'26"

Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

4.4.- CARACTERIZACIÓN MICROESTRUCTURAL

Las muestras obtenidas de los bloques de los materiales utilizados en este estudio, fueron observadas en su estructura química para el análisis semicuantitativo de los componentes tanto por elementos como de compuestos mediante fluorescencia por rayos X (FRX) y complementados utilizando difracción de rayos X (DRX). A continuación, se muestran los resultados obtenidos para cada uno de los materiales estudiados:

4.4.1.- LAVA®

Para este material los análisis de Fluorescencia por rayos X arrojaron los siguientes resultados observados en la figura 4.19.

Data Viewer



1731200360201.xrdml

End time stamp:	03/05/2017 13:53:21
Scan axis:	Gonio
Scan range (°):	2.5000 - 80.0069
Start position (°):	2.5167
End position (°):	79.9902
Step size (°):	0.0334
No. of points:	2319
Scan mode:	Continuous
Phi (°):	0.0
Counting time (s):	200.025

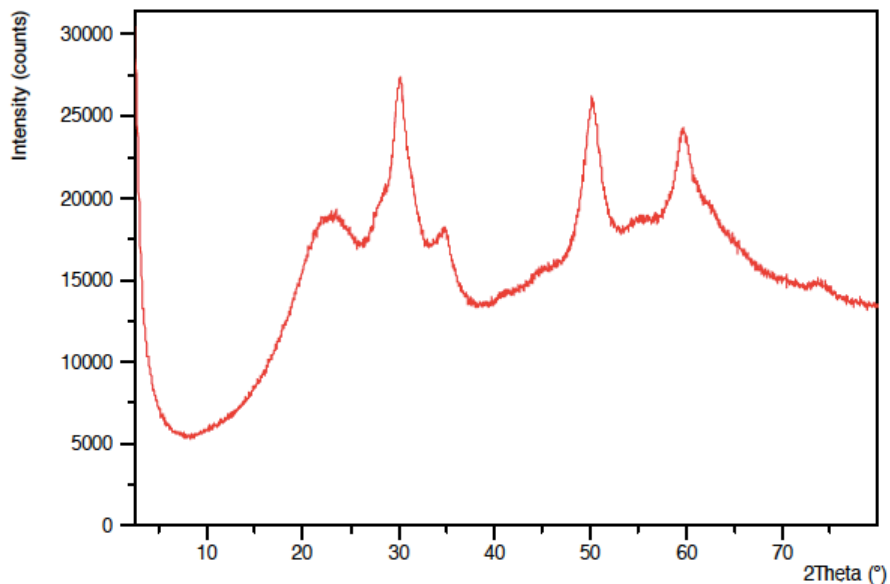


Figura 4.19.- Gráfico de fluorescencia por Rayos X para el material LAVA®.

Tras el análisis mediante la difracción de rayos X se obtuvo el siguiente gráfico representado en la figura 4.20, las respectivas fichas de identificación y el listado de picos encontrados se pueden encontrar en el anexo de esta memoria.

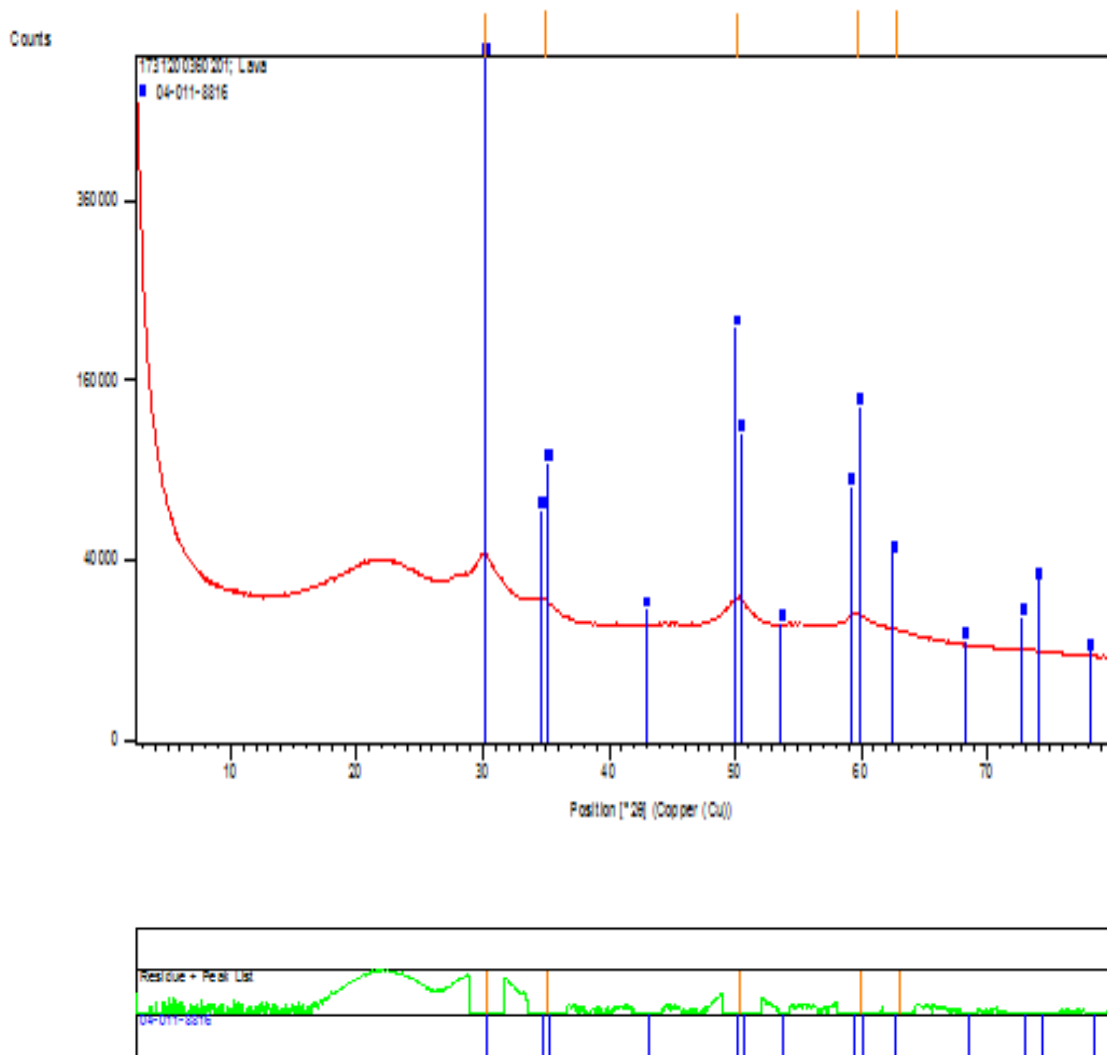


Figura 4.20.- Gráfico de difracción por Rayos X para el material LAVA®.

Tabla 4.24: Identificación de elementos químicos para LAVA®

Número	Compuesto	Porcentaje %
1	O	44.07
2	Al	0.15
3	Si	30.99
4	P	0.03
5	S	0.10
6	Cl	0.21
7	K	0.31
8	Ca	0.05
9	Fe	0.03
10	Y	0.17
11	Zr	23.42
12	Hf	0.48

Tabla 4.25: Identificación de compuestos para LAVA®

Número	Compuesto	Porcentaje %
1	Al ₂ O ₃	0.29
2	SiO ₂	66.31
3	P ₂ O ₅	0.06
4	SO ₃	0.24
5	Cl	0.21
6	K ₂ O	0.37
7	CaO	0.07
8	Fe ₂ O ₃	0.04
9	Y ₂ O ₃	0.21
10	ZrO ₂	31.63
11	HfO ₂	0.57

4.4.2.- CRIOS®

Para este material los análisis de Fluorescencia por rayos X arrojaron los siguientes resultados observados en la figura 4.21:

Data Viewer



1731200360301.xrdml

End time stamp:	03/05/2017 17:46:34
Scan axis:	Gonio
Scan range (°):	2.5000 - 80.0069
Start position (°):	2.5167
End position (°):	79.9902
Step size (°):	0.0334
No. of points:	2319
Scan mode:	Continuous
Phi (°):	0.0
Counting time (s):	200.025

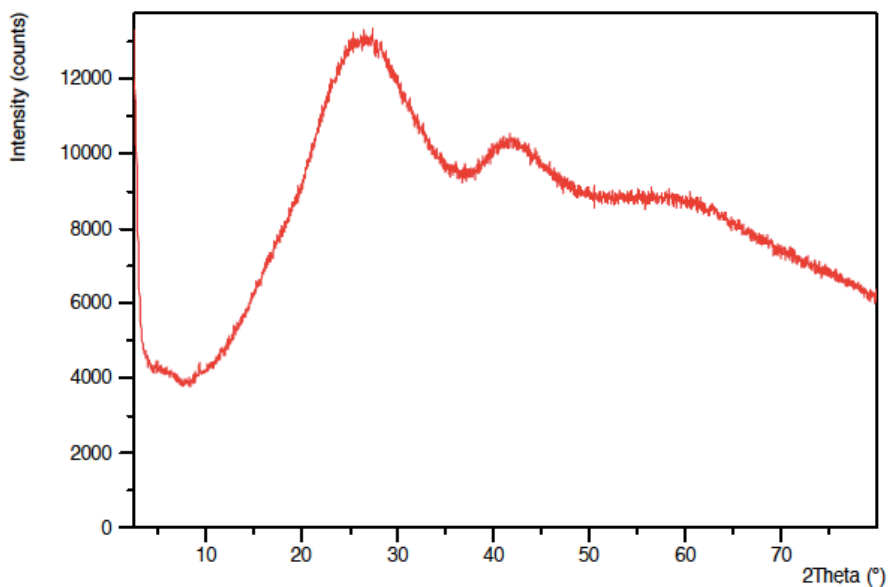


Figura 4.21.- Gráfico de fluorescencia por Rayos X para el material CRIOS®.

Tras el análisis mediante la difracción de rayos X se obtuvo el respectivo gráfico que se muestra en la figura 4.22, las respectivas fichas de identificación y el listado de picos encontrados se pueden encontrar en el anexo de esta memoria.

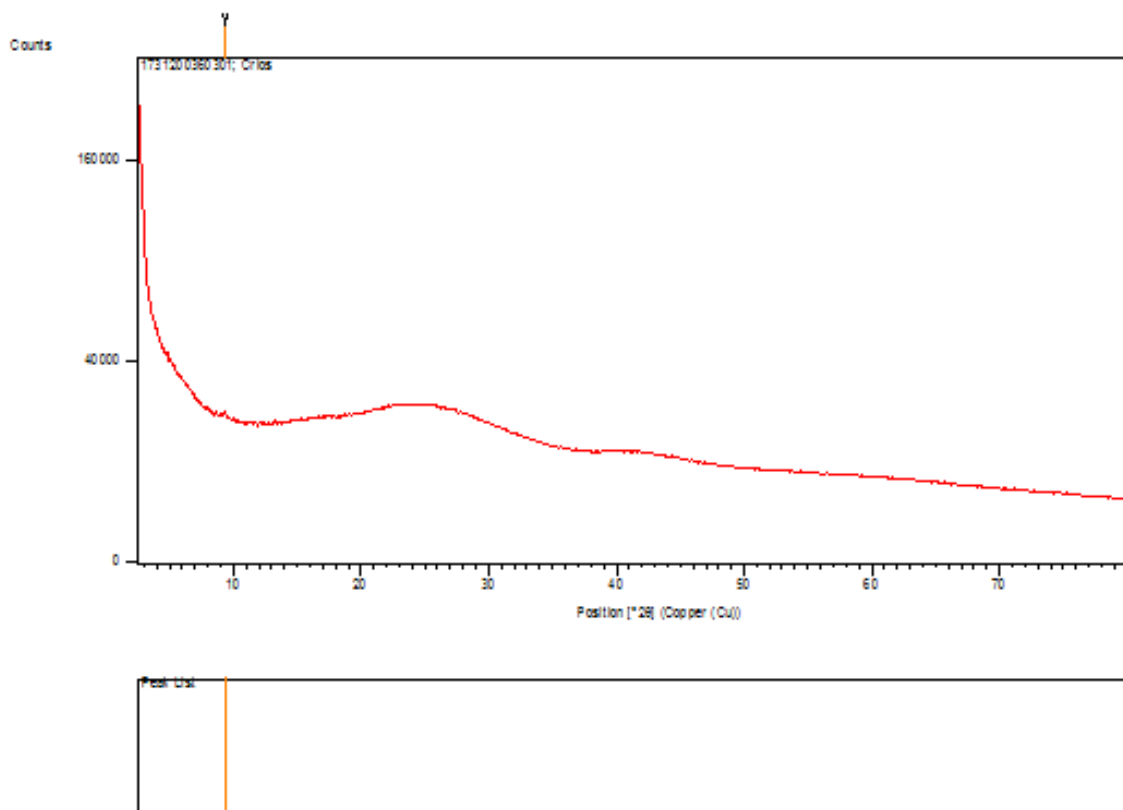


Figura 4.22.- Gráfico de difracción por Rayos X para el material CRIOS®.

Tabla 4.26: Identificación de elementos para CRIOS®

Número	Elemento	Porcentaje %
1	O	41.26
2	Na	0.51
3	Al	4.78
4	Si	29.18
5	P	0.02
6	S	0.18
7	Cl	0.20
8	K	0.11
9	Ca	0.09
10	Fe	0.02
11	Ni	0.03
12	Sr	0.24
13	Zr	1.91
14	Sb	0.05
15	Ba	21.42

Tabla 4.27: Identificación de compuestos para CRIOS®

Número	Compuesto	Porcentaje %
1	Na ₂ O	0.69
2	Al ₂ O ₃	9.02
3	SiO ₂	62.43
4	P ₂ O ₅	0.04
5	SO ₃	0.44
6	Cl	0.20
7	K ₂ O	0.13
8	CaO	0.13
9	Fe ₂ O ₃	0.04
10	NiO	0.04
11	SrO	0.29
12	ZrO ₂	2.58
13	Sb ₂ O ₃	0.05
14	BaO	23.91

4.4.3.- CERASMART®

Para este material los análisis de Fluorescencia por rayos X arrojaron los siguientes resultados observados en la figura 4.23:

Data Viewer



1731200360401.xrdml

End time stamp: 04/05/2017 10:23:22
Scan axis: Gonio
Scan range (°): 2.5000 - 80.0069
Start position (°): 2.5167
End position (°): 79.9902
Step size (°): 0.0334
No. of points: 2319
Scan mode: Continuous
Phi (°): 0.0
Counting time (s): 200.025

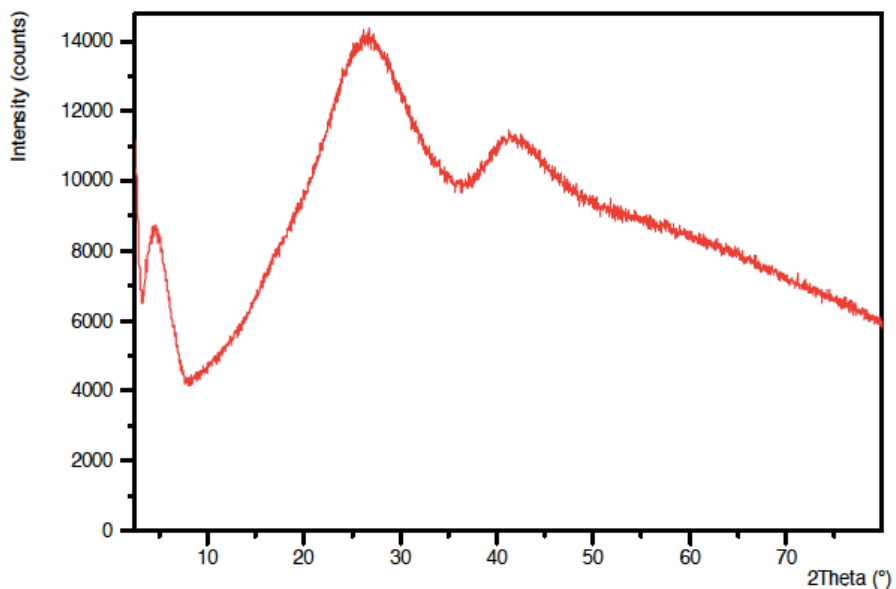


Figura 4.23.- Gráfico de fluorescencia por Rayos X para el material CERASMART®.

Tras el análisis mediante la difracción de rayos X se obtuvo el gráfico de la figura 4.24, las respectivas fichas de identificación y el listado de picos encontrados se pueden encontrar en el anexo de esta memoria.

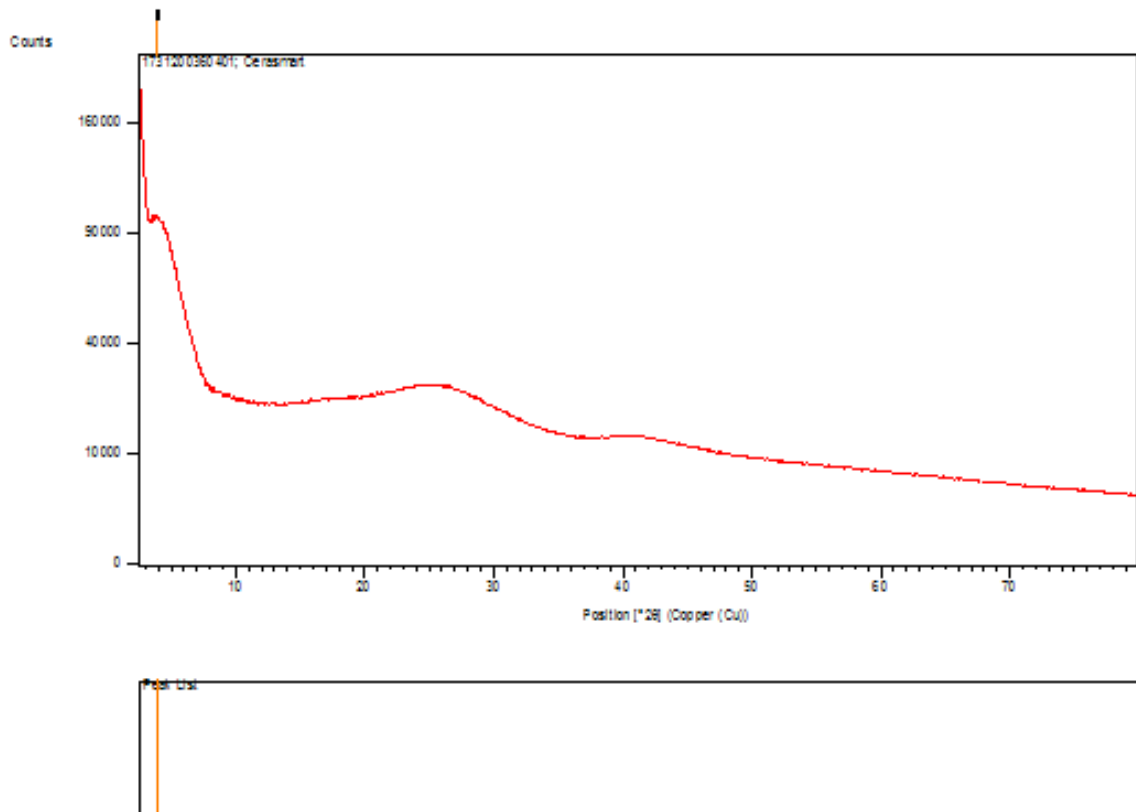


Figura 4.24.- Gráfico de difracción por Rayos X para el material CERASMART@.

Tabla 4.28: Identificación de elementos para CERASMART®

Número	Elemento	Porcentaje %
1	O	39.95
2	F	0.58
3	Na	0.27
4	Al	4.55
5	Si	28.72
6	P	0.01
7	S	0.03
8	K	0.02
9	Ca	0.03
10	Sr	0.19
11	Ba	25.66

Tabla 4.29: Identificación de compuestos para CERASMART®

Número	Compuesto	Porcentaje %
1	F	0.58
2	Na ₂ O	0.37
3	Al ₂ O ₃	8.59
4	Si ₂ O	61.43
5	P ₂ O ₅	0.02
6	SO ₃	0.07
7	K ₂ O	0.02
8	CaO	0.05
9	SrO	0.22
10	BaO	28.65

4.4.4.- ENAMIC®

Para este material los análisis de Fluorescencia por rayos X arrojaron los siguientes resultados observados en la figura 4.25:

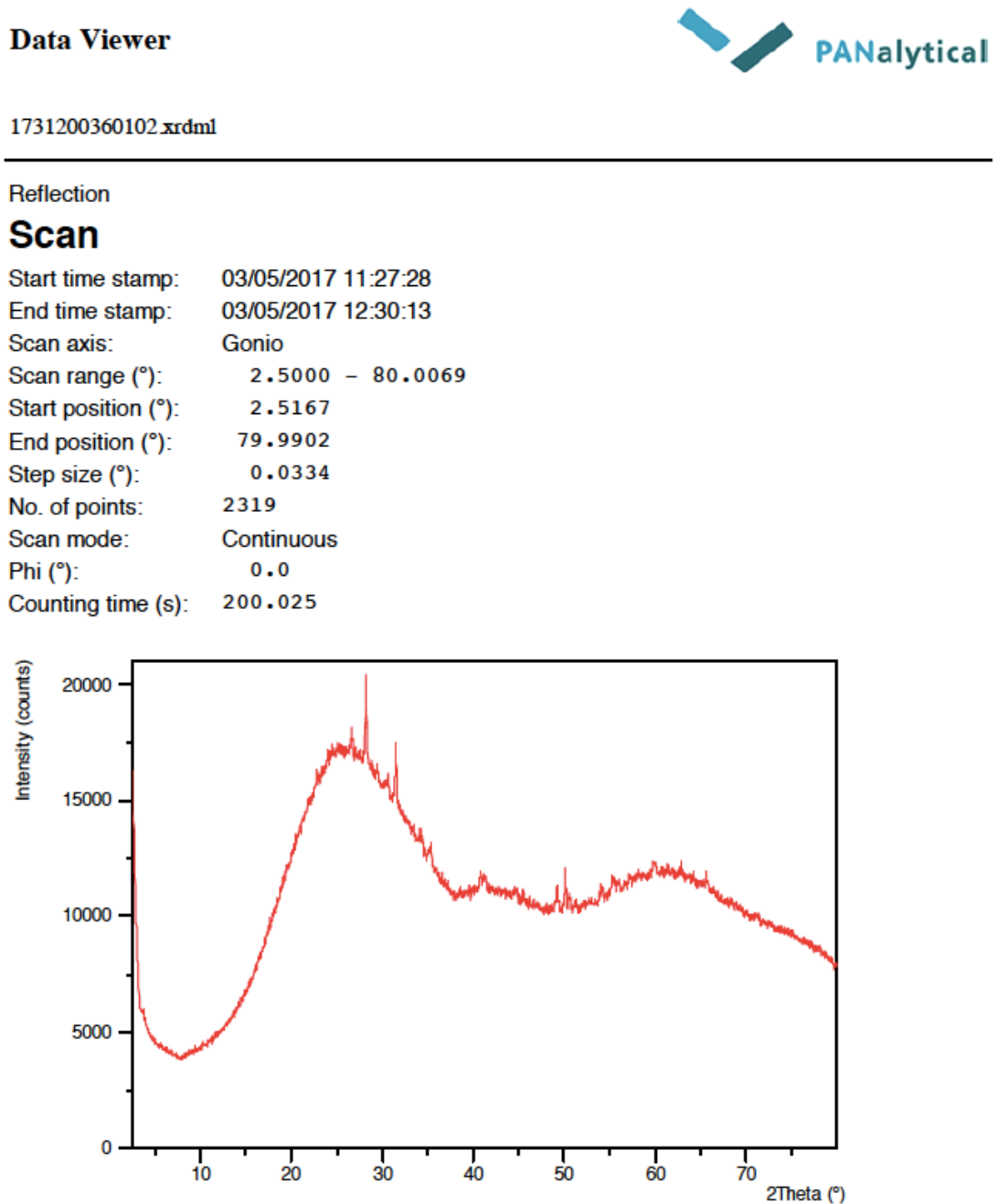


Figura 4.25.- Gráfico de fluorescencia por Rayos X para el material ENAMIC®.

Tras el análisis mediante la difracción de rayos X se obtuvo el gráfico que se puede observar en la figura 4.26, las respectivas fichas de identificación y el listado de picos encontrados se pueden encontrar en el anexo de esta memoria.

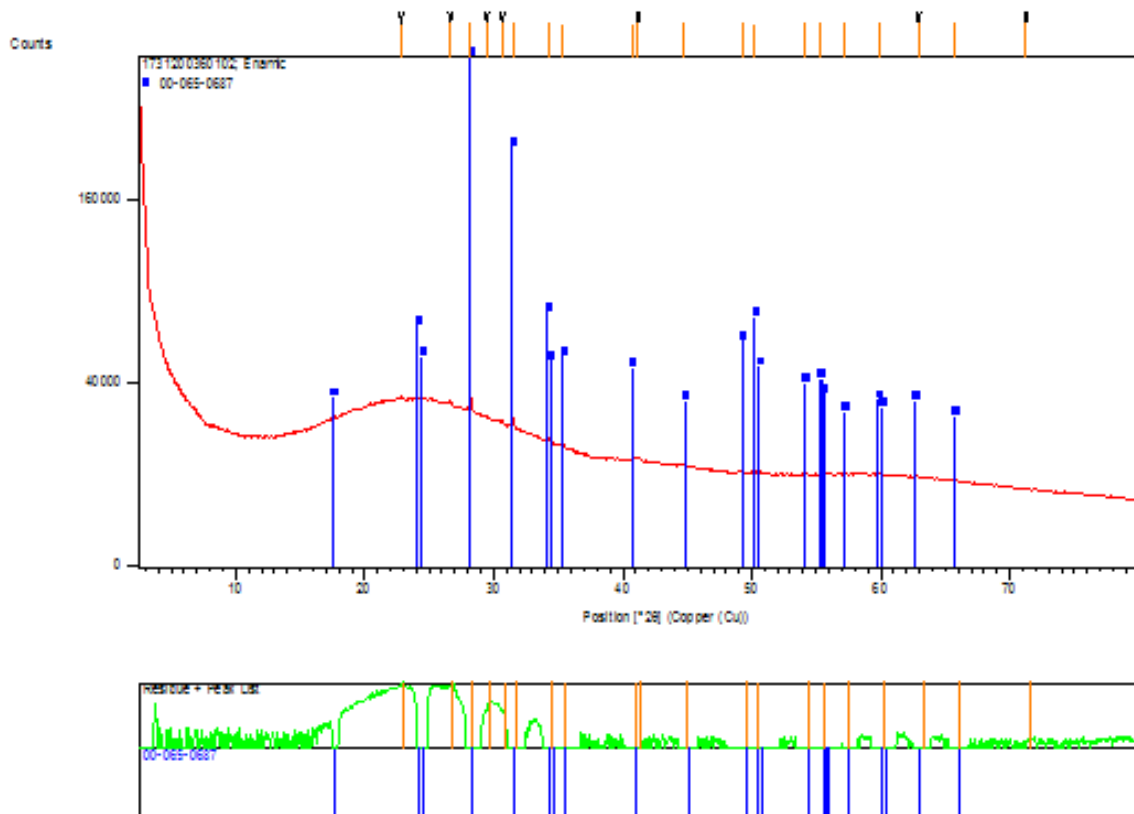


Figura 4.26.- Gráfico de difracción por Rayos X para el material ENAMIC®

Tabla 4.30: Identificación de elementos para ENAMIC®

Número	Elemento	Porcentaje %
1	O	46.59
2	Na	5.91
3	Mg	0.07
4	Al	11.36
5	Si	28.64
6	P	0.04
7	S	0.05
8	Cl	0.08
9	K	6.26
10	Ca	0.25
11	Fe	0.
12	Ni	0.02
13	Zn	0.01
14	Rb	0.03
15	Y	0.19
16	Zr	0.46
17	Pb	0.01

Tabla 4.31: Identificación de compuestos para ENAMIC®

Número	Compuesto	Porcentaje %
1	Na ₂ O	7.97
2	MgO	0.12
3	Al ₂ O ₃	21.47
4	SiO ₂	61.27
5	P ₂ O ₅	0.09
6	SO ₃	0.13
7	Cl	0.08
8	K ₂ O	7.54
9	CaO	0.35
10	Fe ₂ O ₃	0.04
11	SrO	0.02
12	ZrO ₂	0.01
13	Sb ₂ O ₃	0.03
14	Y ₂ O ₃	0.25
15	ZrO ₂	0.62
16	PbO	0.01

4.4.5.- EMPRESS CAD®

Para este material los análisis de Fluorescencia por rayos X arrojaron los siguientes resultados observados en la figura 4.27.

Data Viewer



1731200360901.xrdml

End time stamp:	05/05/2017 11:08:07
Scan axis:	Gonio
Scan range (°):	2.5000 - 80.0073
Start position (°):	2.5167
End position (°):	79.9906
Step size (°):	0.0334
No. of points:	2319
Scan mode:	Continuous
Phi (°):	0.0
Counting time (s):	200.025

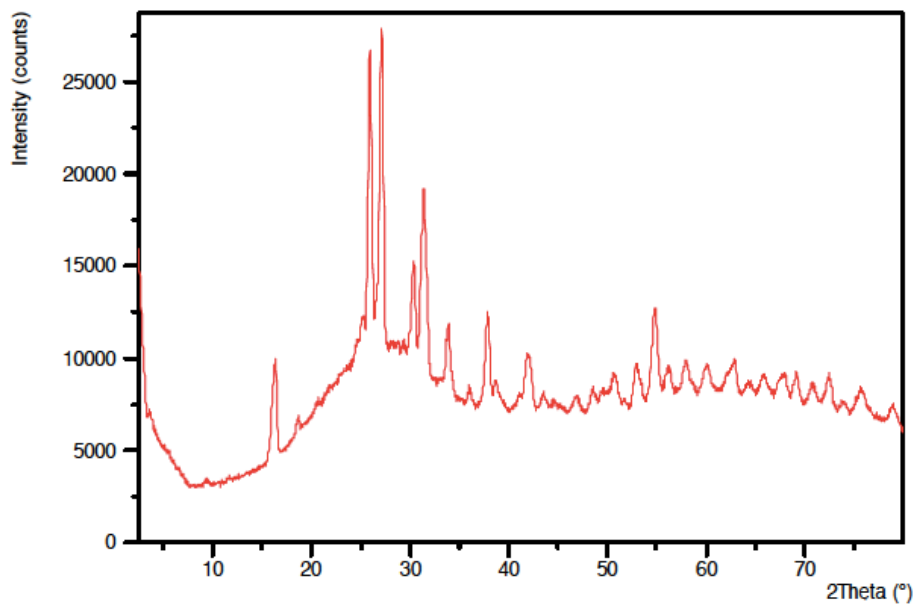


Figura 4.27.- Gráfico de fluorescencia por Rayos X para el material EMPRESS CAD®.

Tras el análisis mediante la difracción de rayos X se obtuvo el gráfico que se puede observar en la figura 4.28, las respectivas fichas de identificación y el listado de picos encontrados se pueden encontrar en el anexo de esta memoria.

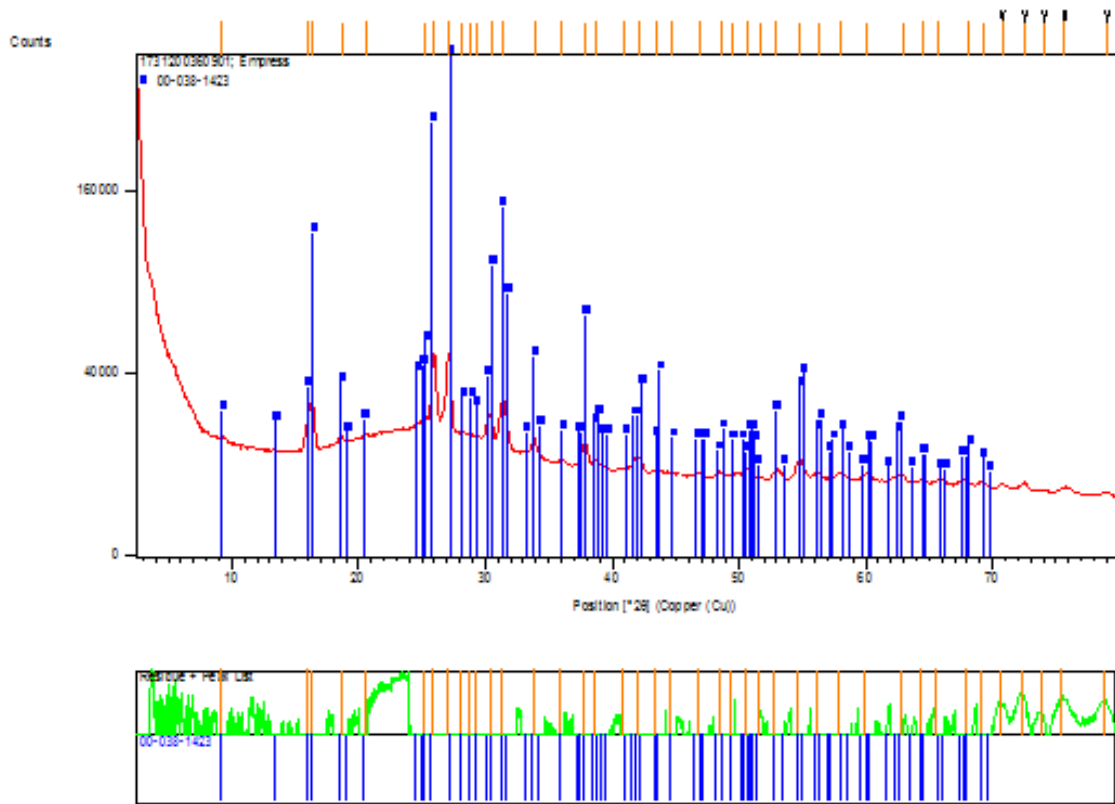


Figura 4.28.- Gráfico de difracción por Rayos X para el material EMPRESS CAD®

Tabla 4.32: Identificación de elementos para EMPRES CAD®

Número	Elemento	Porcentaje %
1	O	45.67
2	Na	4.10
3	Mg	0.12
4	Al	9.45
5	Si	29.10
6	P	0.01
7	S	0.06
8	Cl	0.10
9	K	9.66
10	Ca	0.71
11	Ti	0.09
12	Cr	0.02
13	Fe	0.03
14	Zn	0.03
15	Rb	0.05
16	Y	0.06
17	Zr	0.05
18	Sn	0.07
19	Ba	0.39
20	Ce	0.19
21	Pb	0.03

Tabla 4.33: Identificación de compuestos para EMPRES CAD®

Número	Compuesto	Porcentaje %
1	Na ₂ O	5.53
2	MgO	0.20
3	Al ₂ O ₃	17.85
4	SiO ₂	62.24
5	P ₂ O ₅	0.03
6	SO ₃	0.15
7	Cl	0.10
8	K ₂ O	11.63
9	CaO	0.99
10	TiO ₂	0.15
11	Cr ₂ O ₃	0.03
12	Fe ₂ O ₃	0.04
13	ZnO	0.04
14	Rb ₂ O	0.05
15	Y ₂ O ₃	0.08
16	ZrO ₂	0.07
17	SnO ₂	0.09
18	BaO	0.44
19	Ce ₂ O	0.24
20	PbO	0.03

4.4.6.- EMAX CAD®

Para este material los análisis de Fluorescencia por rayos X arrojaron los resultados que pueden ser observados en la figura 4.29:

Data Viewer



1731200360501.xrdml

End time stamp:	04/05/2017 11:35:00
Scan axis:	Gonio
Scan range (°):	2.5000 - 80.0069
Start position (°):	2.5167
End position (°):	79.9902
Step size (°):	0.0334
No. of points:	2319
Scan mode:	Continuous
Phi (°):	0.0
Counting time (s):	200.025

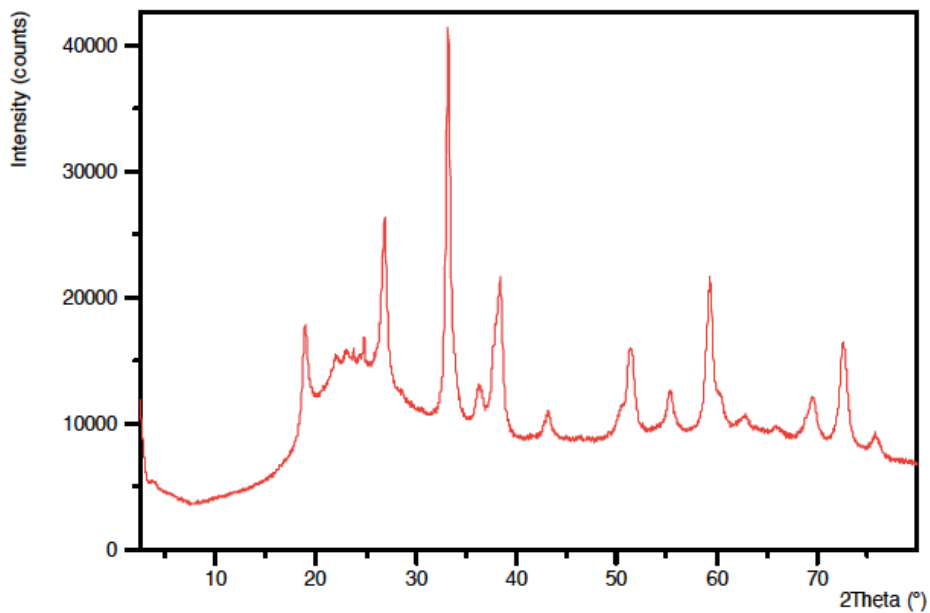


Figura 4.29.- Gráfico de fluorescencia por Rayos X para el material EMAX CAD®.

Tras el análisis mediante la difracción de rayos X se obtuvo el gráfico que se puede observar en la figura 4.30, las respectivas fichas de identificación y el listado de picos encontrados se pueden hallar en el anexo de esta memoria.

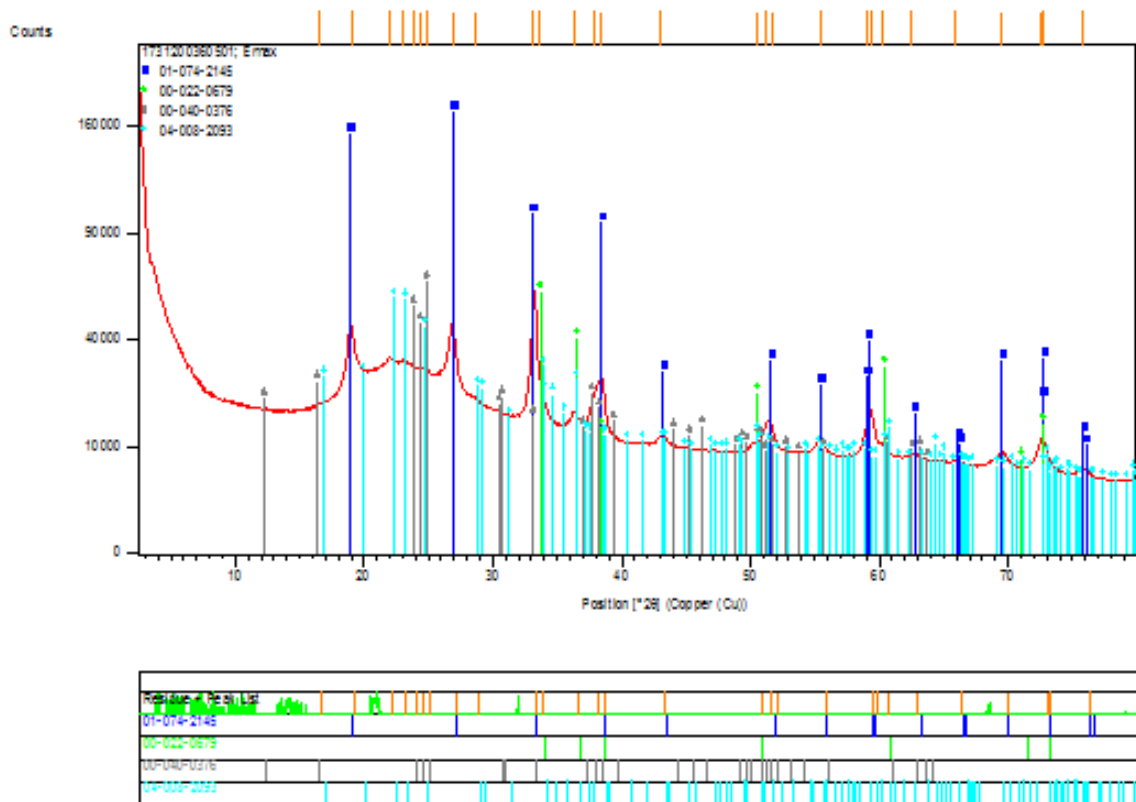


Figura 4.30.- Gráfico de difracción por Rayos X para el material EMAX CAD®.

Tabla 4.34: Identificación de elementos para EMAX CAD®

Número	Elemento		Porcentaje %	
	PRE	CRIST	PRE	CRIS
0				
1	O	O	49	50.02
2	Mg	-	0.26	
3	Al	Al	1.28	1.97
4	Si	Si	37.17	38.79
5	P	P	2.32	1.77
6	S	S	0.01	0.03
7	K	K	4.09	4.58
8	V	V	0.13	0.14
9	Mn	-	0.10	
10	Fe	Fe	0.01	0.01
11	Zn		4.38	
12	Ce	Ce	1.25	1.22
13		Na		0.11
14		Zr		0.80
15		Tb		0.49
16		Hf		0.03
17		Ca		0.04
18		Ni		0.01

Tabla 4.35: Identificación de Compuestos para EMAX CAD®

Número	Elemento		Porcentaje %	
	PRE*	CRIST*	PRE*	CRIS*
-				
1	MgO	-	0.43	-
2	Al ₂ O ₃	Al ₂ O ₃	2.42	3.72
3	SiO ₂	SiO ₂	79.52	82.98
4	P ₂ O ₅	P ₂ O ₅	5.32	4.05
5	SO ₃	SO ₃	0.01	0.07
6	K ₂ O	K ₂ O	4.92	5.51
7	V ₂ O ₅	V ₂ O ₅	0.23	0.25
8	MnO	-	0.13	-
9	Fe ₂ O ₃	Fe ₂ O ₃	0.01	0.02
10	ZnO	-	5.46	-
11	CeO ₂	CeO ₂	1.54	1.50
12	-	Na ₂ O	-	0.14
13	-	Tb ₄ O ₇	-	0.58
14	-	HfO ₂	-	0.03
15	-	CaO	-	0.06
16	-	NiO	-	0.02
17	-	ZrO ₂	-	1.08

PRE*: Material Precristalizado / **CRIS*:** Material Cristalizado

4.4.7.- CELTRA®

Para este material los análisis de Fluorescencia por rayos X arrojaron los siguientes resultados observados en la figura 4.31:

Data Viewer



1731200360601.xrdml

End time stamp:	04/05/2017 12:46:37
Scan axis:	Gonio
Scan range (°):	2.5000 - 80.0069
Start position (°):	2.5167
End position (°):	79.9902
Step size (°):	0.0334
No. of points:	2319
Scan mode:	Continuous
Phi (°):	0.0
Counting time (s):	200.025

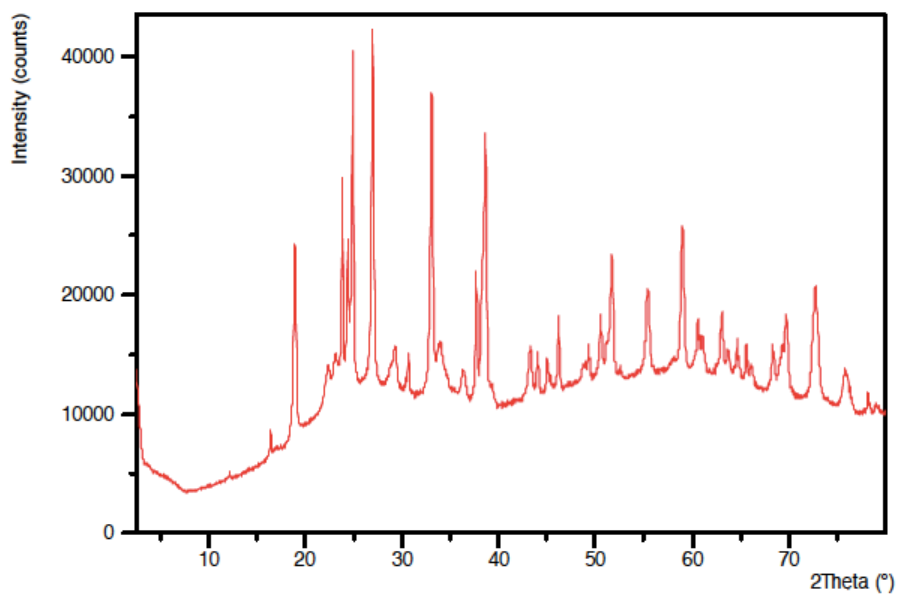


Figura 4.31.- Gráfico de fluorescencia por Rayos X para el material CELTRA®.

Tras el análisis mediante la difracción de rayos X se obtuvo el gráfico que se puede observar en la figura 4.32, las respectivas fichas de identificación y el listado de picos encontrados se pueden apreciar en el anexo de esta memoria.

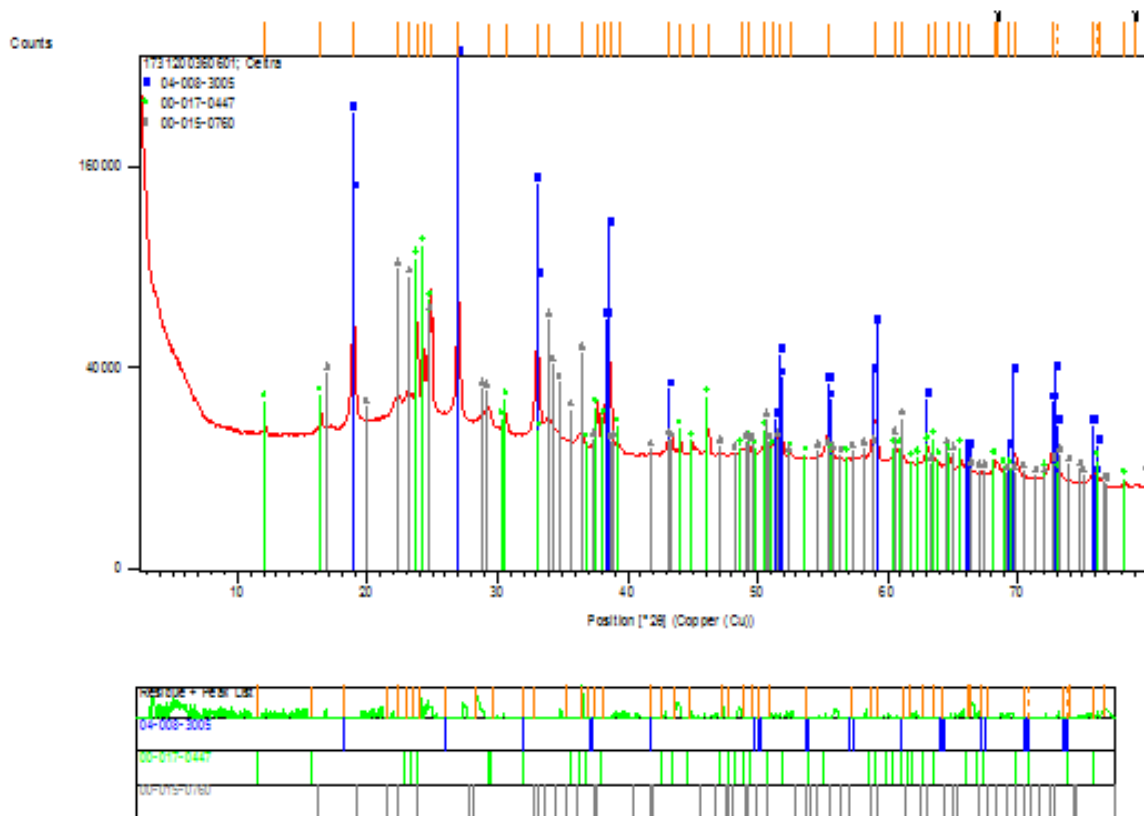


Figura 4.32.- Gráfico de difracción por Rayos X para el material CELTRA®.

Tabla 4.36: Identificación de elementos para CELTRA®

Número	Elemento	Porcentaje %
1	O	47.58
2	Al	1.28
3	Si	33.00
4	P	3.17
5	S	0.14
6	Cl	0.05
7	K	2.25
8	Ca	0.4
9	Zr	10.42
10	Ce	0.80
11	Tb	1.03
12	Hf	0.24

Tabla 4.37: Identificación de compuestos para CELTRA®

Número	Elemento	Porcentaje %
1	Al ₂ O ₃	2.42
2	SiO ₂	70.61
3	P ₂ O ₅	7.26
4	SO ₃	0.34
5	Cl	0.05
6	K ₂ O	2.72
7	CaO	0.06
8	ZrO ₂	14.07
9	CeO ₂	0.99
10	Tb ₄ O ₇	1.21
11	HfO ₂	0.28

4.4.8.- SUPRINITY®

Para este material los análisis de Fluorescencia por rayos X arrojaron los siguientes resultados, que pueden ser observados en la figura 4.33:

Data Viewer



1731200360801.xrdml

End time stamp:	04/05/2017 15:14:54
Scan axis:	Gonio
Scan range (°):	2.5000 – 80.0069
Start position (°):	2.5167
End position (°):	79.9902
Step size (°):	0.0334
No. of points:	2319
Scan mode:	Continuous
Phi (°):	0.0
Counting time (s):	200.025

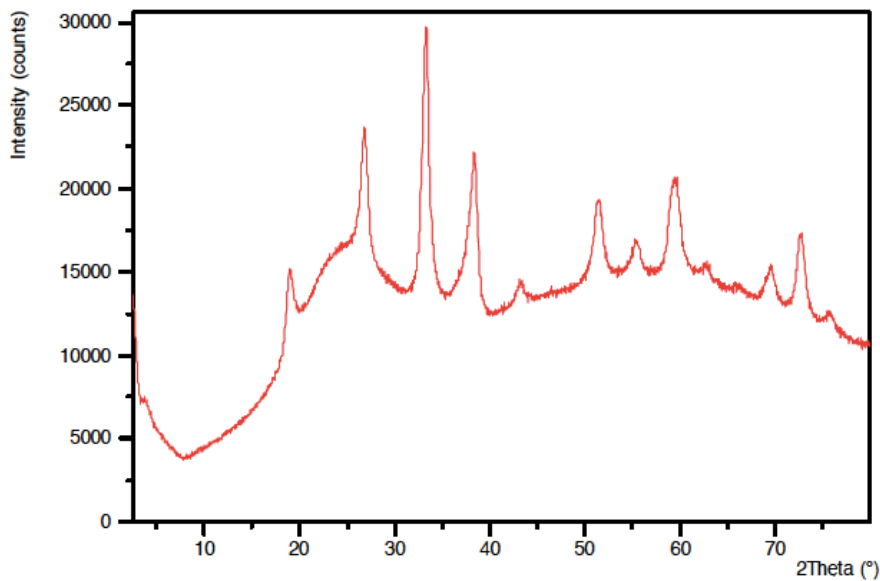


Figura 4.33.- Gráfico de fluorescencia por Rayos X para el material SUPRINITY®.

Tras el análisis mediante la difracción de rayos X se obtuvo el gráfico que se puede observar en la figura 4.34, las respectivas fichas de

identificación y el listado de picos encontrados se pueden apreciar en el anexo de esta memoria.

:

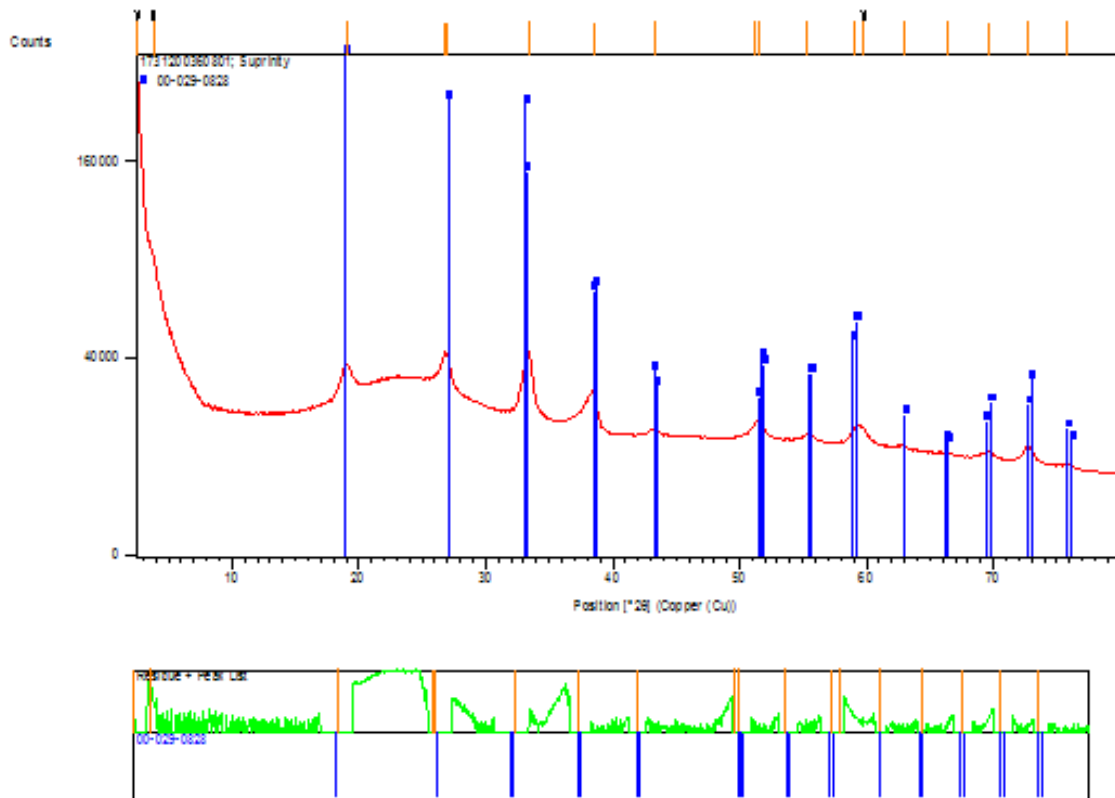


Figura 4.34.- Gráfico de difracción por Rayos X para el material SUPRINITY®.

Tabla 4.38: Identificación de elementos para SUPRINITY®

Número	Elemento	Porcentaje %
1	O	47.07
2	Al	1.16
3	Si	32.71
4	P	3.03
5	S	0.03
6	Cl	0.03
7	K	2.27
8	V	0.07
9	Cr	0.01
10	Fe	0.02
11	Ni	0.01
12	Zr	10.36
13	La	0.10
14	Ce	1.44
15	Tb	1.48
16	Hf	0.21

Tabla 4.39: Identificación de compuestos para SUPRINITY®

Número	Elemento	Porcentaje %
1	Al ₂ O ₃	2.19
2	SiO ₂	69.97
3	P ₂ O ₅	6.95
4	SO ₃	0.07
5	Cl	0.05
6	K ₂ O	2.74
7	V ₂ O ₅	0.12
8	Cr ₂ O ₃	0.02
9	Fe ₂ O ₃	0.04
10	NiO	0.02
11	ZrO ₂	14.00
12	La ₂ O ₃	0.12
13	CeO ₂	1.77
14	Tb ₄ O ₇	1.74
15	HfO ₂	0.24

4.5.- CARACTERIZACIÓN MICROSCÓPICA

A continuación, se muestran las imágenes magnificadas (entre 5 y 16 X) de las muestras de todos los materiales analizados y obtenidas con el microscopio electrónico de barrido (MEB). Para lograr un mejor contraste entre las fases constitutivas, las muestras completamente pulidas fueron atacadas con ácido fluorhídrico al 9.5 %, para los materiales LAVA[®], CERASMART[®], CRIOS[®], ENAMIC[®], EMAX CAD[®] y EMPRESS CAD[®] durante 20 segundos. Para los materiales de microestructura más fina como CELTRA[®] y SUPRINITY[®], se usó una solución más diluida (0.5%) del mismo ácido durante el mismo tiempo.

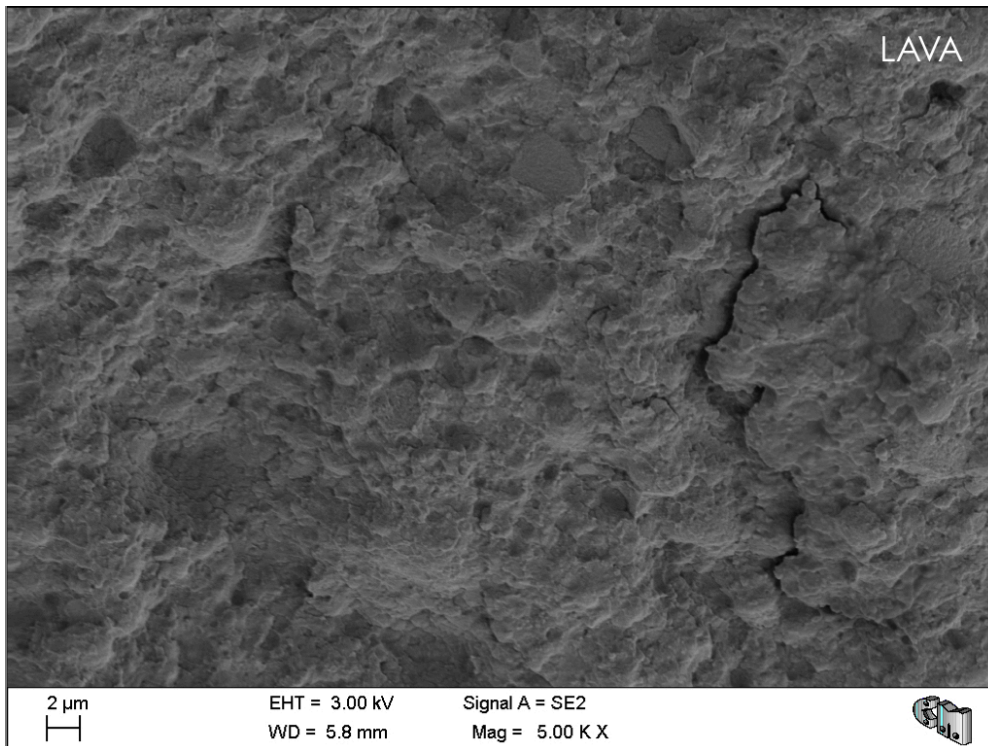


Figura 4.35.- Imagen obtenida con MEB de la microestructura de LAVA[®].

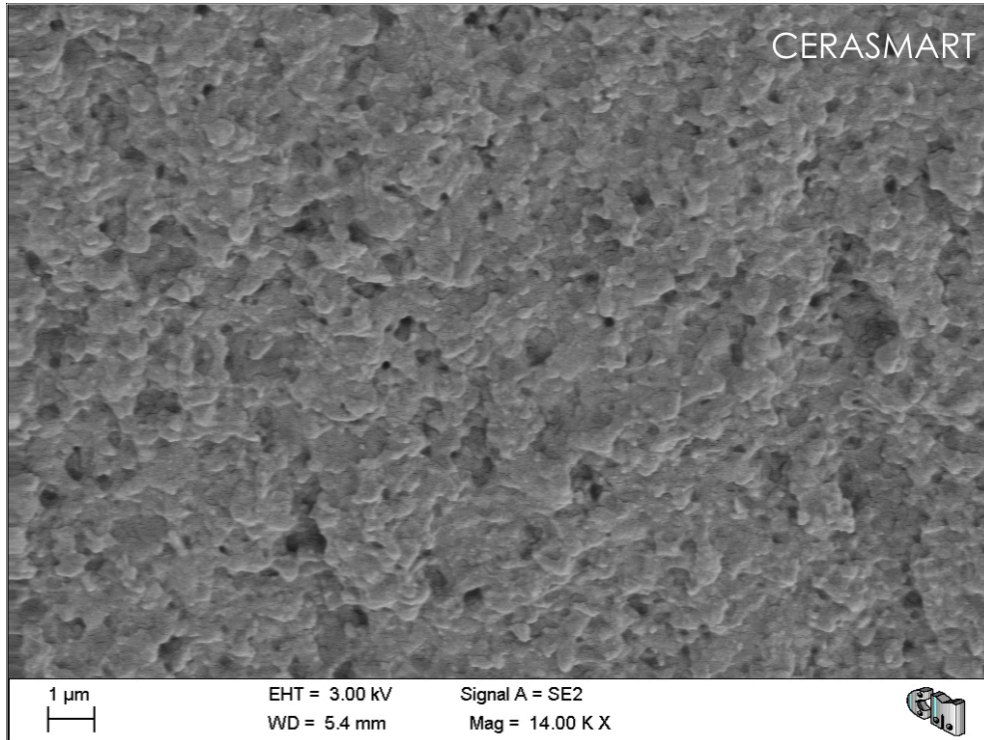


Figura 4.36.- Imagen obtenida con MEB de la microestructura de CERASMART®.

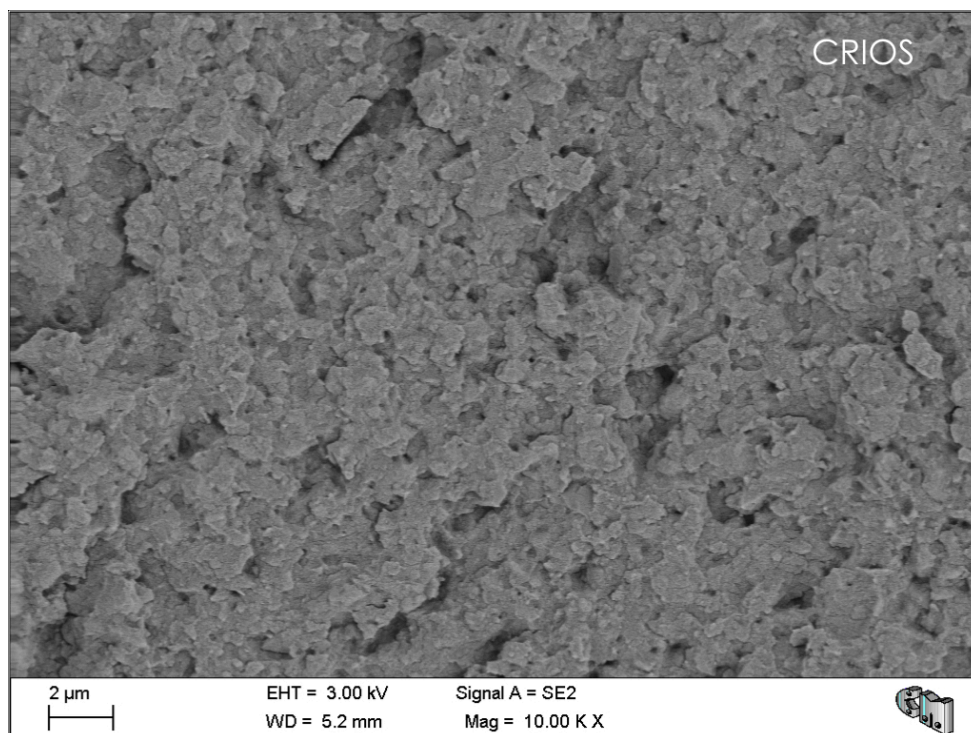


Figura 4.37.- Imagen obtenida con MEB de la microestructura de CRIOS®.

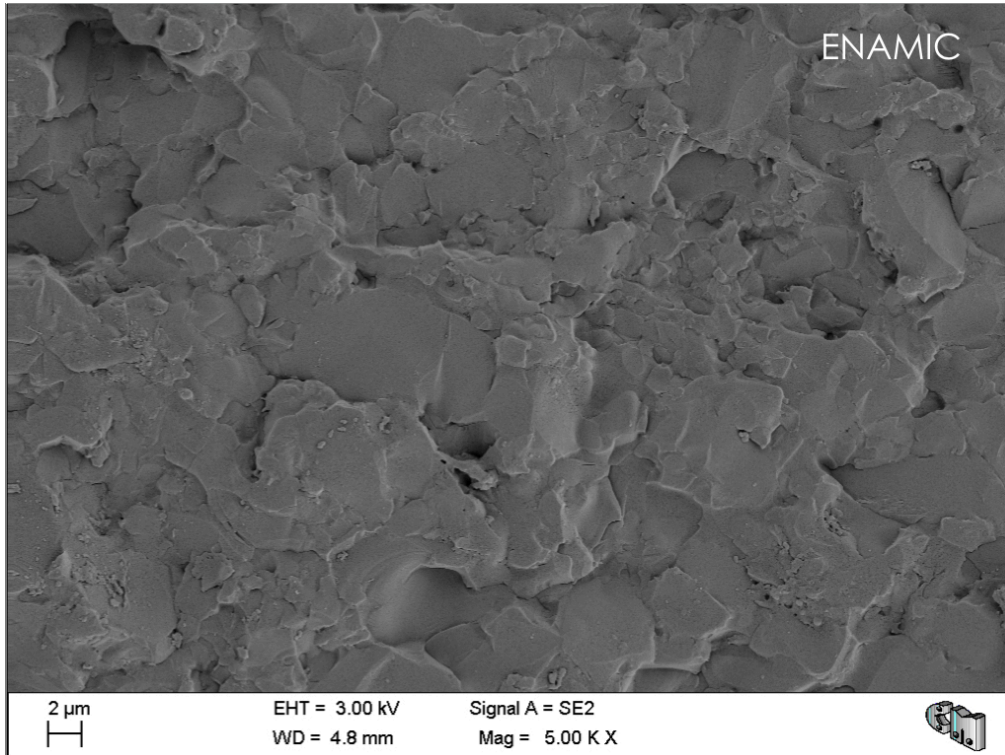


Figura 4.38.- Imagen obtenida con MEB de la microestructura de ENAMIC®.

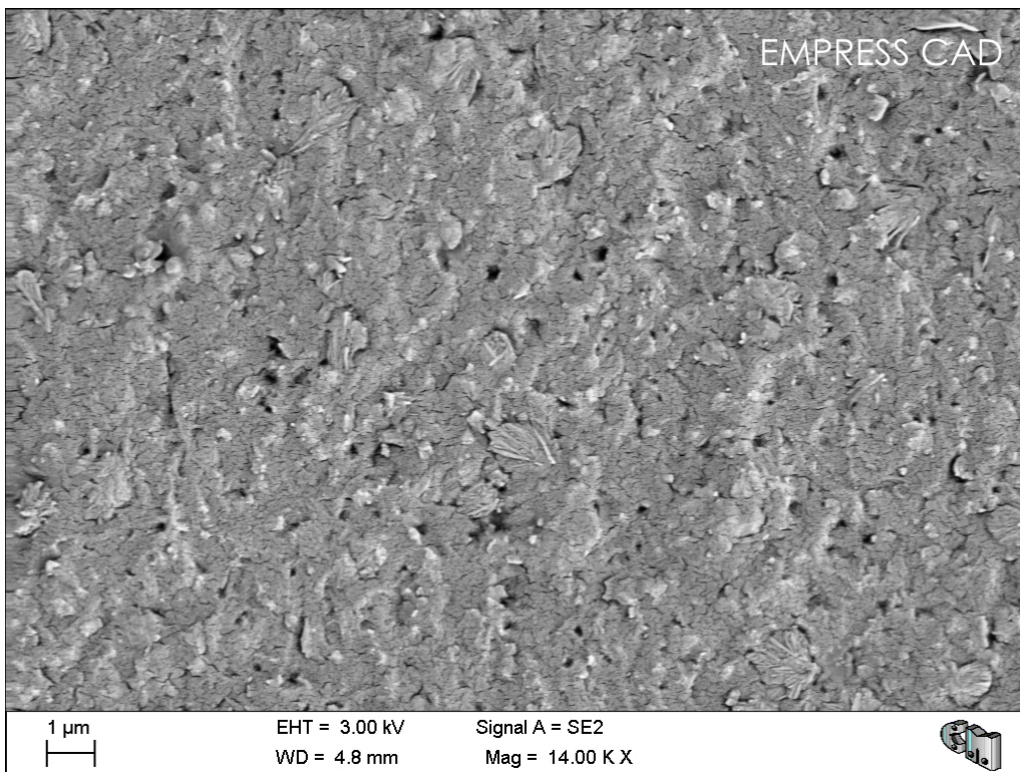


Figura 4.39.- Imagen obtenida con MEB de la microestructura de EMPRESS CAD®.

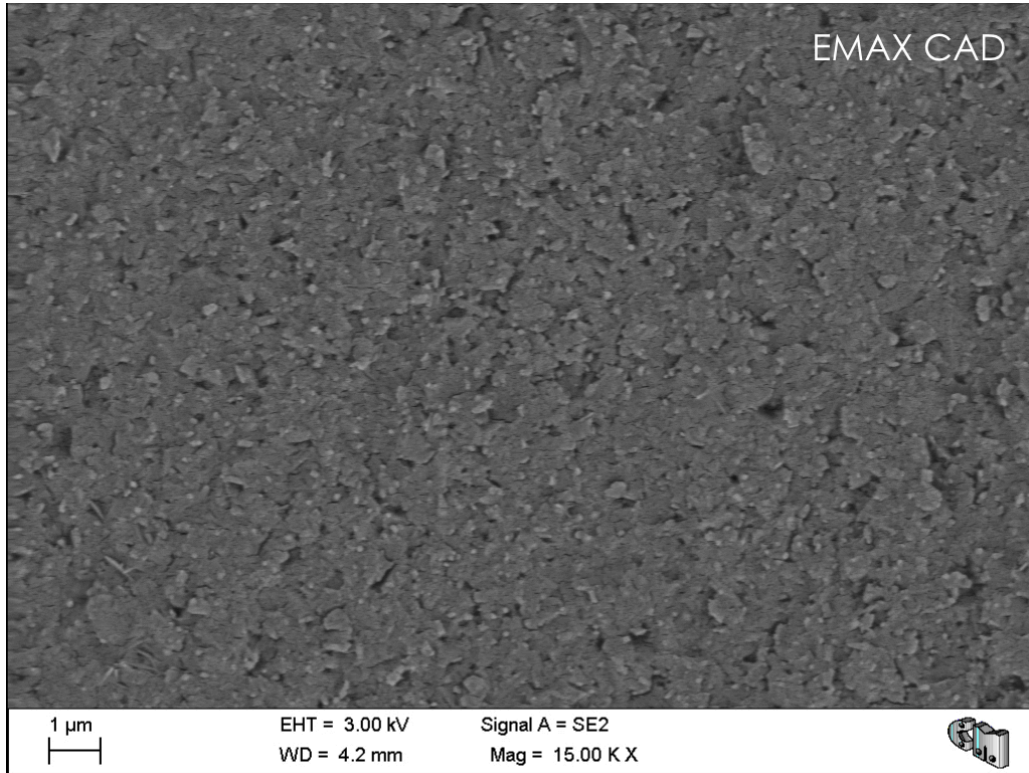


Figura 4.40.- Imagen obtenida con MEB de la microestructura de EMAX CAD[®].

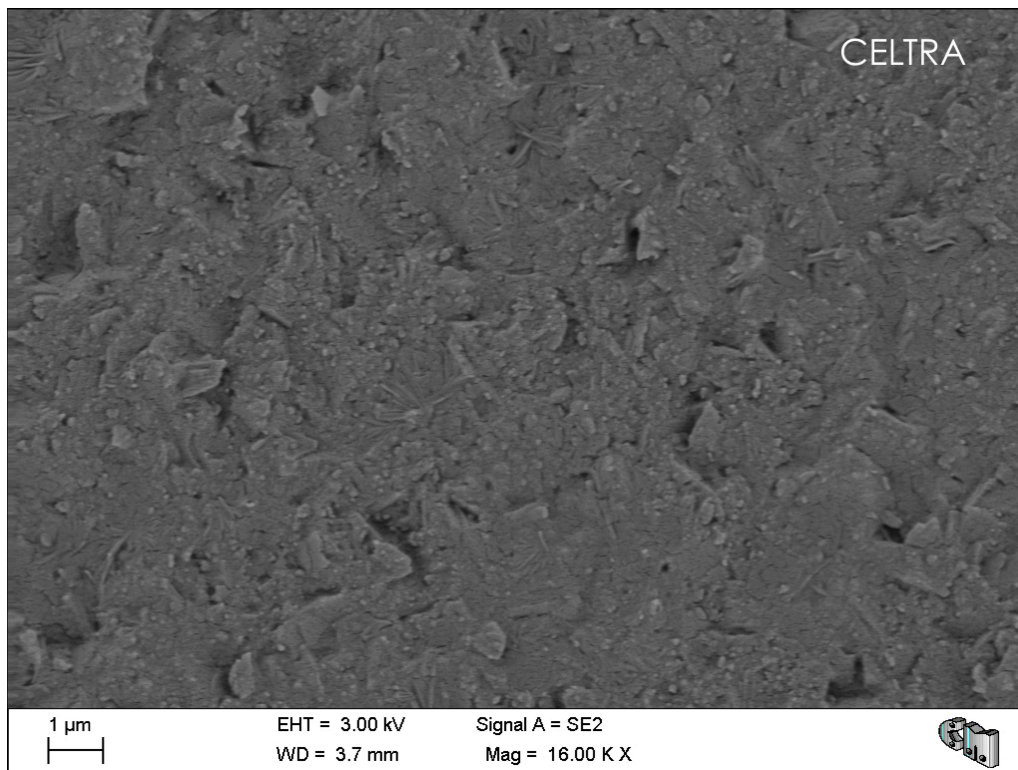


Figura 4.41.- Imagen obtenida con MEB de la microestructura de CELTRA[®].

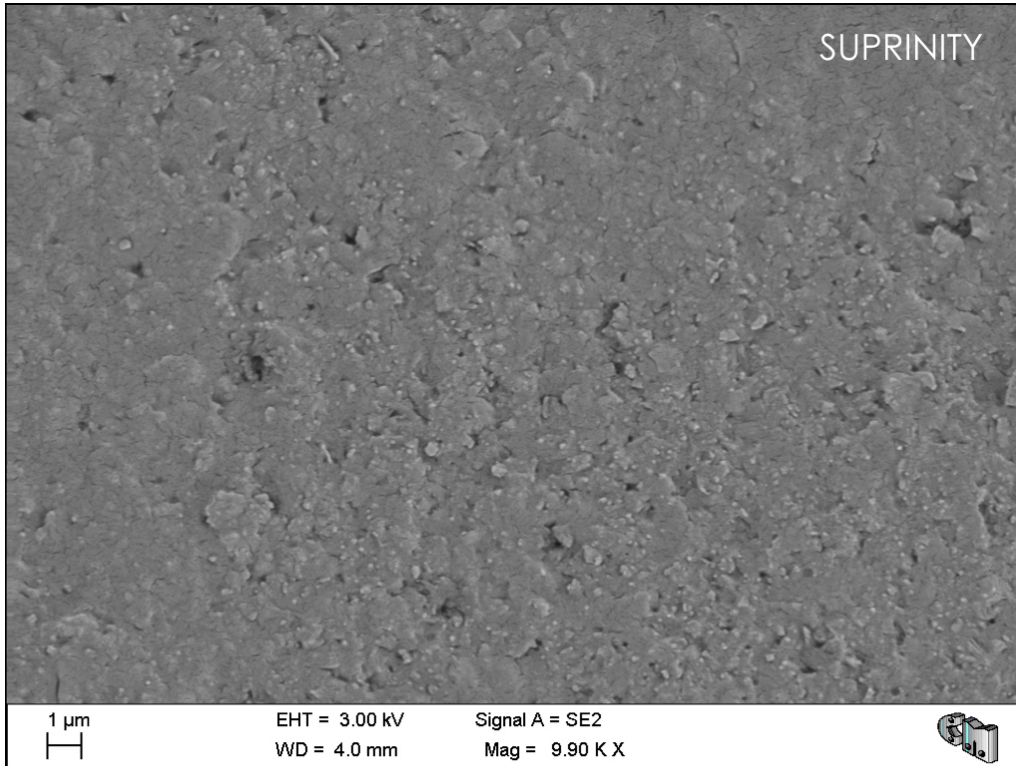


Figura 4.37.- Imagen obtenida con MEB de la microestructura de SUPRINITY®.

Discusión

5. 1.- CONSIDERACIONES PREVIAS

Este estudio analizó y comparó las propiedades mecánicas de ocho materiales disponibles en bloques utilizados para sistemas CAD/CAM. Todos los materiales fueron caracterizados y analizados en su microestructura en condiciones estandarizadas. Además, los valores obtenidos fueron comparados con los expresados por las empresas fabricantes respecto a la variable de resistencia a flexión, una de las propiedades más utilizadas en este tipo de estudios. Tanto odontólogos como técnicos de laboratorio, usuarios frecuentes de distintos sistemas CAD/CAM, se preguntan en la actualidad sobre cuál de los diversos tipos de materiales disponibles reúne las mejores condiciones necesarias en cuanto a su comportamiento biomecánico y a la forma sobre cómo responderán ante las condiciones a las cuales serán sometidos finalmente en la cavidad oral. Por otra parte, los métodos de ensayo de los materiales según la literatura son variables, considerando la presentación específica de los materiales para los sistemas CAD/CAM, ya que el diseño de las probetas de ensayo se vuelve dificultoso debido al tamaño específico de estos materiales para su fresado. Finalmente, cada una de las empresas fabricantes de estos materiales presenta resultados basados en diversas pruebas y compara materiales similares, sin embargo, el sesgo en los resultados puede llevar a confusión debido a la heterogeneidad de los valores observados. Por tanto, un estudio que reúna varias de las pruebas biomecánicas y físicas más

representativas para el análisis de los materiales mediante ensayos estandarizados sobre materiales representativos de diversas composiciones estructurales está debidamente justificado. La diversidad de variables que se observan en los estudios que tienen como objetivo caracterizar los materiales para ser utilizados con sistemas CAD/CAM, vuelve más complicado este propósito. Como menciona Vichi y otros autores (19,52), existen cuatro grandes causas para encontrar diferencias entre los estudios realizados que son:

1) **La diversidad de los materiales seleccionados:** en este sentido algunos estudios involucran en sus trabajos desde materiales plásticos a materiales cerámicos. Por ello, para tratar de abarcar un espectro más amplio de materiales según su composición básica, en el presente trabajo hemos incluido los dos grandes grupos de materiales tanto de base cerámica como de base plástica.

2) **Las diferentes propiedades de los materiales investigados.** Existen estudios en los cuales solamente se han realizado pruebas de resistencia a flexión (17) mientras que en otros se han incluido métodos estadísticos para determinar la fiabilidad de los materiales. Por ello hemos escogido las pruebas más representativas como son la densidad, la tenacidad, la dureza y la resistencia a flexión, que han sido realizados en aire y en medios similares a la cavidad oral incorporando saliva artificial.

3) **La diversidad en los tipos de ensayos usados.** Varios estudios (42,61-63) muestran distintos tipos de ensayos para determinar propiedades biomecánicas, como por ejemplo es el caso de la resistencia a flexión, ya sea mediante ensayos de flexión en tres puntos, ensayos de flexión en cuatro puntos o ensayos de flexión biaxial. Debemos recordar que los materiales cerámicos son más sensibles a sufrir daño estructural en función de la naturaleza del ensayo por lo que, según algunos autores la carga colocada en el centro tiende a reducir la probabilidad de fallo. El método de ensayo como afirma Vichi (19), es un parámetro importante para determinar los valores de la resistencia a flexión, por lo tanto, cualquier modificación en el procedimiento influye drásticamente en los resultados.

4) **La forma en la cual se expresan los resultados.** La revisión por pares académicos que determinan la publicación de los resultados de una investigación brinda un soporte científico importante. En este sentido, las casas comerciales cuando publican sus resultados en sus guías de producto propias podrían tener una diferente interpretación de los resultados acentuando las fortalezas y minimizando las debilidades de sus propios estudios en contraposición al enfoque con el que los pocos estudios independientes publicados lo han hecho sin compromiso con ningún fabricante de materiales CAD/CAM.

5) Un quinto factor se vuelve crítico, adicional a los que menciona Vichi: el **diseño del espécimen** para el análisis. Belli (17,43) menciona también este factor, al analizar diferentes diseños de las probetas para investigar los materiales CAD/CAM, debido a las dificultades que se presentan en el corte o preparación de muestras a partir de bloques pequeños de menos de 18 mm x 16 x 18 mm³, complicando su estandarización. Por ello, con la norma ISO para estos materiales y actualizada en el 2015 este inconveniente ha sido normalizado (43).

En general podemos afirmar que el análisis estadístico de las propiedades examinadas mostró diferencias significativas entre los diferentes materiales estudiados en esta investigación. Por lo tanto, la hipótesis nula de que **no** existirían diferencias entre los materiales analizados fue rechazada.

Tomando en consideración lo anteriormente expuesto, para el análisis crítico de los resultados de esta memoria de tesis doctoral hemos decidido incorporar en la discusión dos apartados:

- 1) Sobre la caracterización microscópica de cada uno de los materiales CAD/CAM utilizados en este estudio.
- 2) Sobre cada una de las propiedades biomecánicas y físicas analizadas en este y otros trabajos publicados sobre los materiales CAD/CAM.

5.2.- SOBRE LA CARACTERIZACIÓN MICROSCÓPICA DE LOS MATERIALES CAD/CAM UTILIZADOS EN ESTE ESTUDIO.

Los materiales objeto de este estudio fueron caracterizados microscópicamente, por lo que a continuación discutiremos los hallazgos encontrados para cada uno de ellos. El análisis de las fases aportó los elementos constituyentes de cada uno de los materiales. La difracción por Rayos X y la fluorescencia por Rayos X son herramientas complementarias en la caracterización de la composición química de vidrios y cerámicas. La primera actúa a través de los enlaces inter-atómicos de ambas fases tanto amorfas y no amorfas, mientras que la última produce ángulos de difracción midiendo distancias de los planos de los cristales constitutivos. Esto determina la presencia de huellas que permiten identificar estructuras cristalinas desconocidas en los materiales (17). Los materiales para ser identificados en sus diferentes fases requieren que estas puedan contrastarse por lo que es necesaria la aplicación de ácido fluorhídrico. Sin embargo, es bien conocido el efecto que este ejerce sobre los materiales cerámicos ya que actúa selectivamente sobre el sílice de la matriz vítrea, formando hexafluorosilicatos, además de crear una superficie porosa, que a efectos de adherir la restauración al sustrato dental mediante la cementación permite una retención mecánica con el composite usado para el efecto (64). Por ello, las muestras en este estudio

fueron tratadas con ácido fluorhídrico al 5% por 20 segundos para los materiales de base polimérica, híbrida, y el material E.MAX CAD[®] mientras que para los materiales de estructura cristalina más fina (EMPRESS[®], CELTRA[®] y SUPRINITY[®]) una solución diluida con menos del 0.5% de ese ácido fue utilizada para evitar daños en la superficie a observar en concordancia con lo que afirma Belli para la preparación de las muestras para su estudio (17). En cuanto a los materiales propiamente dichos, LAVA[®], como era de esperarse presentó una matriz amorfa con una imagen débil de picos cristalinos probablemente debido a la presencia de nano-partículas de zirconio. Estos hallazgos están en concordancia con la caracterización realizada por *Belli et al.* (17). Este material en su fase inorgánica, al análisis de identificación presentó una composición principalmente de dióxido de zirconio en un 31.63 % mientras que el dióxido de sílice presentó un 66.31%. Estos resultados coinciden con lo que su fabricante afirma respecto a la proporción de sus componentes. A pesar de que su fabricante lo califica como un material nano-cerámico (27), podemos afirmar que es un **material polimérico** con rellenos de partículas nano-métricas (0,6 a 10 micrones) correspondientes a dióxido de zirconio agrupadas en nano-clusters.

CRIOS[®] perteneciente también a los materiales de base polimérica, presentó al análisis mediante difracción de Rayos X una

fase de relleno amorfa característica, con picos de SiO₂ amorfo en un 62.43% y también óxido de Bario en un 23.91%, seguramente correspondiente a lo que el fabricante denomina bario vítreo. Este material presentó algunos picos de dióxido de zirconio, correspondientes a un 2.58%, este porcentaje podría ser responsable de que se comporte aceptablemente en las pruebas de resistencia a flexión, siendo un material de base polimérica, lo cual es razonable si se suma al hallazgo de alúmina en un porcentaje importante de 9.02% que el fabricante, al menos no reporta.

CERASMART[®], el último de los materiales de base polimérica analizado en nuestro estudio presentó también una disposición amorfa, caracterizado por la presencia de dióxido de sílice en un 61.43% y también con la presencia de Bario en un 28.65%, elemento químico que permite que la restauración realizada con el material presente un aspecto radiopaco. El Bario es un elemento que se incorpora dentro del sistema vítreo de relleno modificando la radiopacidad ausente en el material de base (65). Al igual que CRIOS[®], CERASMART[®] presentó una composición similar en cuanto a la alúmina aunque sin identificar ningún componente de zirconio; por estas características es probable que estos dos materiales presentan una similar conducta en algunas propiedades mecánicas como micro-dureza, nano-dureza y resistencia a flexión.

ENAMIC®, un material que se incluye dentro de aquellos materiales nuevos denominados híbridos, fiel a su denominación presenta picos característicos de un material menos amorfo, con presencia de un sistema feldespático de vidrio puro (Ca, Na) (AlSi_3O_8) en un 82%, equiparable a lo que indica su fabricante para el porcentaje de volumen de su matriz cerámica, y mayor a lo reportado por el estudio de Albero *et al* (66). Este material, además presentó algún componente de dióxido de zirconio pero que no llegaba sino al 0.6% del volumen lo cual no hizo significativa su presencia. Con dificultad, y gracias al análisis por difracción de rayos X, debido a la amplia fracción amorfa entre la fase orgánica e inorgánica, encontramos que ENAMIC® presentó dos fases, una que corresponde a la matriz cerámica que sirve como *scaffold* y otra, correspondiente a la fase polimérica donde los monómeros se infiltran bajo presión, con lo que definitivamente ENAMIC® puede considerarse un material de naturaleza híbrida.

Respecto a los materiales de base cerámica, Empress CAD®, mostró una microestructura menos densa con picos cristalinos muy característicos de un material feldespático ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O-Na}_2\text{O}$) con cristales de leucita (KAlSi_2O_6) aglomerados pero no interconectados entre sí, gracias a agentes existentes mínimamente en el material, como el dióxido de titanio y el dióxido de cerio que permiten la nucleación de dichos cristales embebidos en aquella

matriz vítrea de aluminosilicato (feldespato), hallazgos similares a los encontrados por algunos autores como Illie y Holland (67,68). Esta disposición permite que este material presente una gran capacidad de pulido, translucidez, y a la vez con una resistencia aceptable.

EMAX CAD® es un material de base cerámica feldespática y contenido cristalino, cuya patente le permitió ser el pionero de los materiales que se disponían en una fase de precrystalización o metasilicato, y presentó un aspecto característico en esta fase como un sistema de vidrio que pasa luego del proceso de cristalización a un material que pierde un pequeño porcentaje del pentóxido de fósforo durante el proceso de cristalización, donde los cristales de metasilicato que predominan en los bloques precrystalizados se activan mediante el proceso térmico. En nuestro estudio estos cristales de metasilicato fueron identificados al analizar los bloques en estado de precrystalización (morado). Estos cristales, brindan parcial resistencia al bloque para ser fresado, se disuelven a temperaturas de 780 °C y son los precursores del proceso luego del cual el material se convierte en disilicato de litio que se cristaliza a los 840 °C. Los cristales de EMAX CAD® se presentaron orientados multidireccionalmente con formas de agujas, tal como lo expresa su fabricante y representando dos tercios del volumen del material (69,70).

CELTRA® es un material que presentó una composición más cristalina con refuerzo de dióxido de zirconio en un 14%, con cristales de silicato de litio (Li_3PO_4) con un agente de nucleación identificable como P_2O_5 . Estos cristales presentaron un tamaño 3 o 4 veces más pequeño que los encontrados en EMAX CAD®, y fueron visibles en los patrones de difracción de Rayos X, probablemente embebidos en una matriz de alto contenido vítreo. En este sentido, CELTRA® en nuestro estudio, fue analizado sin una cocción adicional posterior al fresado, pues el fabricante indica que el material está listo para usarse clínicamente, debido al proceso de sinterizado industrial, lo cual concuerda con el tamaño de los cristales de metasilicato encontradas en nuestro análisis por difracción de rayos X.

Por último, SUPRINITY®, es un material de base cerámica con silicato de litio, que presentó picos característicos de un material cristalino con refuerzo de dióxido de zirconio en un 14% similar a CELTRA®, incluso en el tamaño de los cristales submicrométricos de forma alargada pero con terminaciones ovaladas con ortofosfatos de litio, que utiliza a uno de sus compuestos, el pentóxido de fósforo (P_2O_5) presente en un 6.95% como el responsable de la nucleación en la cristalización del metasilicato de litio, que constituyen la fase predominante del material en la etapa de precrystalización con un tamaño mayor que los cristales encontrados en CELTRA®, por lo que requiere esa cocción adicional posterior al fresado. Los cristales de

silicato de litio, en la fase de cristalización presentaron un tamaño de 0.5 micrones, lo cual justifica la dureza del material y por ende le otorga mejores características para el acabado y pulido de las restauraciones efectuadas. Los hallazgos encontrados para CELTRA[®], EMAX[®] y SUPRINITY[®], están en concordancia con los presentados por Belli *et al* (17).

5.3.- SOBRE LAS PROPIEDADES FÍSICAS Y BIOMECÁNICAS ESTUDIADAS

5.3.1.- DENSIDAD

Los materiales de base plástica, como podía esperarse, resultaron ser menos densos que ENAMIC[®] y por supuesto que los materiales de base cerámica. Dentro de los materiales de base cerámica, SUPRINITY[®] y CELTRA[®] resultaron ser los más densos. Llama la atención por otra parte, que EMAX CAD[®] resultara menos denso que SUPRINITY[®] y CELTRA[®] aún sometido al proceso de cristalización. Belli, realizó un estudio (17) donde incluyó a 6 de los materiales analizados en esta memoria de tesis doctoral (LAVA[®], ENAMIC[®], EMPRESS CAD[®], EMAX CAD[®], CELTRA[®] y SUPRINITY[®]). De acuerdo a los resultados publicados, los valores obtenidos para todos los materiales son similares a los obtenidos en nuestro estudio, con la diferencia de que Belli, obtiene un valor más alto para CELTRA[®] que el obtenido por SUPRINITY[®], lo contrario de lo

observado en nuestros resultados, aunque su significación desde el punto de vista mecánico no conlleva relevancia ya que la diferencia es muy reducida a favor del material de VITA®. Otro material en el cual nuestro estudio difiere ligeramente en valores es respecto al material ENAMIC®, siendo mayor el obtenido por Belli, una vez más sin grandes diferencias que conlleven una significación relevante acerca de la densidad del material. Numéricamente estas diferencias existen, pero en la práctica no tienen gran relevancia ya que los materiales presentan similares características en cuanto a su masa y volumen. Cabe resaltar que Belli (17), obtuvo estos resultados, utilizando el método de espectroscopia con resonancia por ultrasonido, mientras que nosotros obtuvimos los resultados expresados en el respectivo capítulo luego de realizar el método tradicional de Arquímedes. Al comparar y observar la gran similitud de los valores obtenidos se observa que la metodología no influyó en los resultados de aquellos materiales en los que ambos estudios los incluyeron. Los valores comparativos se muestran en la tabla 5.1. Al realizar una correlación bivariada entre las diferentes propiedades analizadas en esta investigación, entre ellas la densidad, encontramos que existe correlación significativa con las demás propiedades analizadas. Por tanto podemos decir que después de realizar este análisis estadístico de correlación un material conforme tenga una mayor densidad aumentará los valores de dureza (tanto la micro-dureza como la nano-dureza), la tenacidad y la resistencia a flexión en los ensayos tanto en

aire como en saliva artificial. Estos resultados concuerdan con los obtenidos en el estudio de Belli (12), donde existe también una clara relación entre el aumento de los valores de la densidad respecto a al aumento de los valores de micro-dureza y resistencia a la flexión en los materiales comunes de estudio como ENAMIC[®], EMPRESS CAD[®], EMAX CAD[®], SUPRINITY[®], CELTRA[®] y LAVA[®].

Tabla 5.1: Valores comparativos de la Densidad de los materiales en g/cm³

MATERIAL	Abad 2017	Belli
LAVA [®]	1,934	1,968
ENAMIC [®]	2,082	2,128
EMPRESS CAD [®]	2,434	2,434
EMAX CAD POS [®]	2,413	2,466
CELTRA [®]	2,626	2,623
SUPRINITY [®]	2,635	2,604

Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

5.3.2.- RESISTENCIA A FLEXIÓN

Los resultados obtenidos en este estudio respecto a la resistencia a flexión de los materiales, son interesantes. Los materiales cerámicos

con presencia de silicato (SUPRINITY®) y disilicato de litio cristalizado (E.MAX CAD®) fueron los que presentaron valores más altos para esta propiedad. Un dato importante fue que LAVA® un material polimérico, presentó, el tercer valor más alto de entre todos los materiales estudiados probablemente debido a la presencia de dióxido de zirconio en su microestructura mucho más fina incluso superando al otro material de silicato de litio (CELTRA®), el cual presentó resultados similares a CRIOS® otro material de base polimérica con un buen desempeño. Los materiales con presencia de feldespato en su composición como EMPRESS CAD® y ENAMIC® fueron los menos resistentes de todos los materiales estudiados incluso que CERASMART® (base polimérica). E.MAX CAD® sin cristalizar, como era de esperarse presentó valores similares a estos dos materiales, por lo cual se justifica su menor resistencia previo al proceso de cocción adicional recomendado para su cristalización. Gracias a la influencia de este proceso, este material pasó de 130,1 MPa a 165,9 MPa. Respecto a los valores obtenidos para 3 materiales incluidos en nuestro estudio (E.MAX CAD®, ENAMIC®, SUPRINITY®) para la resistencia a flexión, los resultados encontrados para dichos materiales difieren en los encontrados por *Ramos et al.* (53) probablemente debido a la naturaleza del ensayo de flexión biaxial utilizado por estos autores. En el mencionado estudio, se ratificó también que los materiales cerámicos con silicato y disilicato de litio presentaron una mayor resistencia a flexión que el material híbrido. En el trabajo de *Lauvahutanon et al.* (71) donde se analizó la resistencia a flexión usando

un ensayo de flexión en tres puntos (ensayo sobre tres pistones, no sobre rodillos como el nuestro) de tres materiales en común con nuestro estudio, LAVA[®], CERASMART[®] y ENAMIC[®], tanto en condiciones de aire como en agua destilada, los resultados mostraron valores significativamente mayores para los tres materiales comparados con los obtenidos en nuestra investigación. En un estudio, Kang (72) analizó la resistencia a flexión de uno de los materiales presentes en nuestro trabajo (E.MAX CAD[®]) y obtuvo un resultado de 234 MPa en la fase de metasilicato y 408 MPa para el material ya cristalizado. Esto demuestra, que como habíamos mencionado en este capítulo, la metodología del ensayo tiene una enorme influencia en los valores obtenidos, por ello la importancia de estandarizar las pruebas para este tipo de materiales. Los resultados del estudio de Kang (59), obtenidos luego de realizar un ensayo de flexión biaxial presentaron diferencias estadísticamente significativas ante los valores presentados por los fabricantes ($p < 0.05$). Es necesario entonces destacar la gran variabilidad de los ensayos que presentan los fabricantes, la mayoría de ellos con resultados basados en pruebas de flexión biaxial, sin embargo, también debemos expresar que los valores obtenidos entre ellos cuando comparan uno y otro material, son completamente diferentes con los reportados en la literatura y los obtenidos en nuestro estudio en referencia a la resistencia a flexión. Cuando realizamos una prueba estadística (Prueba T) para comparar valores de la resistencia a flexión se encontraron resultados significativamente más altos para los reportados por los fabricantes que

los obtenidos por nuestra investigación. Esto probablemente se debió al tipo de ensayo realizado para determinar los valores de resistencia a flexión que fue diferente al reportado por los fabricantes en sus estudios. Se ha demostrado, que se han obtenido valores mucho mayores para los materiales cuando se han comparado pruebas de flexión biaxial versus ensayos de flexión en tres puntos (73). En otro estudio (74) recientemente realizado, *Goujat et al.* reportó valores significativamente superiores para 4 de los materiales incluidos también en nuestro trabajo. En ese estudio los valores se obtuvieron también mediante ensayos de flexión biaxial para los materiales: CERASMART® (216 MPa), EMAX CAD® precristalizado (210 MPa), LAVA® (172 MPa) y ENAMIC® (148 MPa). Los valores obtenidos en nuestro estudio mostraron un orden diferente, poniendo como material de mayor resistencia a flexión a LAVA®, luego a CERASMART®, posteriormente a EMAX CAD® precristalizado y coincidiendo con el otro estudio en colocar a ENAMIC® como el material menos resistente. Estos valores nos permiten afirmar que la disposición de los cristales en la microestructura cerámica aporta mayor resistencia. Además, en el caso de los materiales poliméricos estos presentaron un alto valor para esta propiedad debido a la homogeneidad de las partículas de su microestructura. En los materiales híbridos (ENAMIC®) la presencia de la matriz cerámica, aporta resistencia a la deformación y al desgaste, pero también otorga fragilidad y susceptibilidad a la fractura, siendo su dúctil red polimérica la que mejora su resistencia (75). En cualquier caso, todos los materiales

analizados en nuestro estudio cumplieron con la normativa ISO 6872:2015 (43) donde se menciona que deberían tener valores mayores a 100 MPa en el ensayo de resistencia a flexión como requisito para su uso en restauraciones dento e implantosoportadas. Sin duda, **los materiales cerámicos con refuerzo cristalino con silicato y disilicato de litio son los materiales que mejor comportamiento presentaron en referencia a la resistencia a flexión, siendo importante esta información para su indicación clínica en situaciones de mayor esfuerzo masticatorio, restauraciones de las superficies oclusales, puentes de 3 piezas y zonas de restablecimiento de la dimensión vertical de oclusión.** Esta afirmación, sin embargo, no descarta a los materiales híbridos, de base plástica y de base cerámica con cristales de leucita que según nuestros resultados tienen al menos 102 MPa de resistencia a flexión para el material menos resistente (EMPRESS CAD[®], después del ensayo y envejecimiento en saliva), cumpliendo la normativa ISO respectiva (43), lo cual es suficiente ante los escenarios clínicos donde implica rehabilitar las zonas de esfuerzo funcional como superficies oclusales de las piezas posteriores, caras palatinas de anterosuperiores y bordes incisales de incisivos y caninos superiores e inferiores.

En el estudio de Lauvahutanon *et al.* (71) se recomienda que los materiales de base plástica CERASMART[®] y LAVA[®], sean utilizados como máximo para rehabilitar zonas de carga funcional a nivel de primeros premolares, aunque debemos añadir que estos valores deben considerarse que se podrían modificar drásticamente sobre todo al

realizar procedimientos adhesivos para cementar las restauraciones realizadas con este tipo de materiales (76). A este respecto, Peumans (77) en un estudio sobre la efectividad de la adhesión en seis materiales CAD/CAM mostró que, si bien los tratamientos de superficie influyeron definitivamente en la efectividad de la adhesión, también concluyó que materiales con alta resistencia a flexión como LAVA[®], EMAX CAD[®] y CELTRA[®] presentaron el mayor número de fallos adhesivos por sobre los otros materiales estudiados (ENAMIC[®], EMPRESS CAD[®]).

Uno de los factores importantes a considerar en nuestro estudio es la posibilidad de replicar lo mejor posible las condiciones en las que estos materiales se desenvuelven finalmente en la clínica, a pesar de tratarse de estudios "in vitro". Por ello, la realización de los ensayos de resistencia a flexión en **saliva artificial** nos aporta información importante. Los resultados obtenidos para esta propiedad mecánica en medio salival presentan diferencias respecto a los obtenidos con el mismo ensayo en aire en todos los materiales estudiados ($p < 0,05$). Esta afirmación está en concordancia con el estudio de Swain (78), en el cual se menciona que los fluidos orales, tienen efectos relevantes sobre el comportamiento mecánico de los materiales cerámicos, y que incluso podrían modificar la resistencia de algunos de ellos. CRIOS[®] fue el material cuyo valor menor diferencia presentó entre el ensayo de resistencia a flexión en aire y en saliva. En el estudio de Lauvahutanon *et al.* (71), se reportó que los valores de la resistencia a flexión de tres

materiales analizados en común con nuestro estudio (LAVA[®], CERASMART[®] y ENAMIC[®]) disminuyeron significativamente después de las pruebas realizadas en agua destilada. Con ello se confirma nuestro resultado donde podemos concluir que **el medio húmedo tiene importante influencia en la reducción de los valores de la resistencia a flexión en esos tres materiales.**

Al realizar las pruebas de correlaciones bivariadas, entre los valores de resistencia a la flexión, con respecto a las demás propiedades estudiadas en esta investigación, encontramos que existió correlación entre esta propiedad, la densidad y la tenacidad. También se encontró una relación inversamente proporcional con la micro-dureza y la nano-dureza, lo cual explica que un material al ser más resistente presente una menor resistencia a la flexión. Una relación directa se detectó entre la resistencia a flexión, la densidad y la tenacidad, tanto en aire como en saliva.

5.3.3.- DUREZA

Los resultados obtenidos en nuestro estudio para analizar la dureza usando ensayos de micro-indentación a 1000 GPa muestran a los materiales de base cerámica con el mejor comportamiento, siendo los materiales con silicato y disilicato de litio los que mejores valores mostraron (CELTRA[®] con 7,18 GPa y 7,03 para EMAX CAD[®]) respecto a

los materiales de base polimérica (LAVA[®] con 1,03 GPa, CRIOS[®] con 0,8 GPa, y CERASMART[®] con 0,7 GPa). El material de matriz cerámica infiltrado con polímero (ENAMIC[®] con 1,91 GPa) mostró diferencias significativas con una micro-dureza menor respecto a los materiales cerámicos, pero ligeramente mayor frente a los materiales de base polimérica, probablemente como resultado de la inclusión del componente feldespático en su microestructura.

En el estudio de Lauvahutanon *et al.* (71), donde se analizaron tres materiales comunes con nuestra investigación, los valores obtenidos para el ensayo de micro-indentación a 300 gf comparados con los obtenidos en nuestro trabajo fueron similares para CERASMART[®]; pero para LAVA[®] y ENAMIC[®] se mostraron superiores en nuestro estudio. Por otra parte, el valor obtenido para EMAX CAD[®] cristalizado mostró que la cocción de cristalización aporta a este material una mayor resistencia a la indentación. Estos resultados al contrastarlos con estudios como el de Goujat *et al.* (74) mostraron valores similares para los materiales poliméricos (LAVA[®] 0,95 GPa y CERASMART[®] 0,66 GPa), mientras que para los materiales con microestructura cerámica EMAX CAD[®] (5,98 GPa) y ENAMIC[®] (2,35 GPa), existieron diferencias que probablemente se deban a la metodología usada para el ensayo, teniendo en cuenta que para nuestro ensayo se utilizaron métodos de indentación que no provocaron daño a nivel de la estructura de la probeta. **Los resultados mostraron que los materiales de base polimérica son más blandos que**

los de base cerámica y que el material híbrido, lo cual está en concordancia con un estudio de Seghi, donde se determinó que efectivamente existió mayor dureza en las cerámicas que en los materiales de composite (79,80). Este mismo autor afirma que los materiales cerámicos con más de 4 GPa de dureza, no pueden ser superados en cuanto a dureza por los materiales basados en composite. Conocer esta información contribuye a saber que, cuanto más blando es un material más rápido es su fresado en los equipos de mecanizado. Esto, quedó confirmado con nuestro estudio, al realizar la prueba de tiempos de fresado para cada material (tabla 4.23), donde **el material híbrido (ENAMIC®) y dos de base plástica (CRIOS® y CERASMART®) se maquinaron mucho más rápidamente que LAVA® y que los de base cerámica (donde CELTRA® fue el material que más tardó en fresarse). EMAX CAD® a pesar de ser un material de base cerámica, en su forma precristalizada no presentó un tiempo tan distinto de fresado comparado con CERASMART® y CRIOS®, lo cual es una ventaja en cuanto a tiempos clínicos para sistemas chairside. LAVA®** siendo un material de base polimérica, se fresó más lento que los de base cerámica con leucita, el material híbrido y los demás de base plástica, probablemente debido a la presencia del dióxido de zirconio en su composición. Cabe resaltar además que por su naturaleza, los materiales plásticos requieren de abundante refrigeración para evitar el embotamiento de la fresa (81). En el mismo proceso de mecanizado, Conrad (80) refiere eso sí, que los materiales cerámicos son más

susceptibles a efectos como el *chipping*, algo que en los materiales poliméricos se presenta en menor escala debido a su menor dureza. Es importante destacar que los materiales que presentaron un mayor valor de dureza pueden ser más propensos a sufrir fracturas marginales debido a los espesores delgados, de acuerdo al índice de fragilidad, utilizado como predictor para estos casos. Un material como EMAX CAD[®], CELTRA[®] o SUPRINITY[®] con un valor de dureza como el obtenido en nuestro estudio, (2,35 GPa) tiene un factor de predisposición a la fractura de más del 70% a nivel marginal (82). Los materiales de base polimérica presentaron un menor valor de dureza, siendo menos resistentes a la deformación, pero también más resistentes a la fractura sobre todo a nivel marginal. Esto implicaría relevancia clínica pues podría traducirse en que los materiales poliméricos frágiles son menos indicados para restauraciones con espesores mínimos pues el *chipping* marginal provocaría fallas en la adaptación, lo cual comprometería el sellado marginal, lo cual concuerda con la conclusión del estudio de Park *et al.* (83) que afirmó que el tipo de material influye en la adaptación marginal, comparando dos materiales poliméricos, uno de ellos LAVA[®] -también incluido en nuestro estudio- que presentó menores discrepancias en la adaptación marginal, comparado con un material polimérico experimental.

En su estudio (84) Lebon *et al.* mostraron que la dureza tuvo influencia sobre el desgaste que sufre la fresa de los aparatos de

fresado, siendo los materiales cerámicos los que más daño provocaban en el instrumental rotatorio. Este mismo estudio mostró además que la dureza tiene influencia sobre la rugosidad final de los materiales. Por tanto, a tenor de esta información, SUPRINITY® y EMAX CAD® deberían de presentar mejores valores respecto a la rugosidad superficial y por ende deberían presentar una superficie mucho más pulida que los demás materiales analizados. Respecto a la **nano-dureza**, los valores que se obtuvieron después de los ensayos en nuestro estudio, demostraron que, ante cargas menores, SUPRINITY® presentó el mejor valor para la resistencia a la entalla con una diferencia significativa con respecto a los demás materiales. Los materiales de base polimérica presentaron menor nano-dureza de forma significativa respecto a los materiales de base cerámica, aunque entre ellos no presentaran diferencias significativas. ENAMIC®, fue significativamente mayor que los materiales de base plástica y menor que los de base cerámica, incluyendo a EMPRESS CAD®, que presentó un valor menor que los materiales cerámicos con silicato y disilicato de litio. En este apartado, también se mostró claramente que la cocción de cristalización influyó aumentando significativamente el valor de la dureza en los materiales cerámicos con disilicato de litio como EMAX CAD®. Según el estudio de Mainjot (29), al comparar los materiales CAD/CAM de base polimérica con materiales de composite de aplicación directa, los materiales de nuestro estudio correspondientes a este grupo (CRIOS®, CERASMART®, LAVA®) presentaron valores superiores en la dureza a los composites

directos, probablemente debido a las diferencias en su microestructura, presentando una disposición más homogénea.

La dureza ante la indentación ha sido considerada un predictor de la resistencia al desgaste de un material (85). Se ha afirmado que los materiales cuanto mayores valores de dureza presenten, mayor probabilidad de desgastar al diente antagonista tienen, por lo que se recomendaría un material de dureza intermedia para evitar el mayor desgaste de la pieza antagonista (23) como es el caso de ENAMIC[®], cuyo valor de dureza es menor que el del esmalte dental con una dureza Vickers de 300-600 H_v (86). En el caso del disilicato de litio, este material a pesar de presentar un alto valor de dureza muestra parámetros similares con el valor del esmalte dental por lo que no causaría su desgaste (87) salvo que tuviera defectos en el pulido superficial. El pulido superficial está claramente condicionado por el tipo de material (88), siendo los materiales cerámicos con cristales más pequeños como CELTRA[®], los que mejor pulido presentan. Además, la dureza ha sido utilizada también como un indicador para determinar la efectividad en el acabado y pulido del material (89), por ello, según nuestros resultados los materiales de base cerámica, en este orden SUPRINITY[®], CELTRA[®], EMAX CAD[®] y EMPRESS CAD[®] al presentar los mayores valores para esta propiedad serían los más recomendados para obtener restauraciones con un mejor acabado y pulido tomando en cuenta que por ejemplo en la clínica el objetivo es disminuir los

tiempos de trabajo sin necesidad de un proceso de glaseado. Esto se corrobora con el trabajo de Fasbinder quien concluye que los materiales CAD/CAM, utilizando un protocolo estricto de pulido, presentan superficies más lisas que aquellas conseguidas con el proceso de glaseado (90). Los materiales de base polimérica presentaron valores de dureza mucho menores con lo que la textura superficial posterior al pulido sería menos lisa que los materiales de base cerámica. Además, podemos resaltar el hecho de que un material cerámico con un pulido adecuado en su superficie presenta un aumento en su resistencia (91).

Al realizar el análisis de los resultados de dureza con los ensayos realizados mediante la exposición de las probetas en saliva artificial, podemos determinar que sin duda la saliva tuvo un efecto importante sobre los materiales, provocando una reducción significativa en los valores de esta propiedad. Los materiales poliméricos fueron los que menos variaciones experimentaron respecto al ensayo con aire y luego con saliva. Los materiales de base cerámica fueron los que presentaron una mayor disminución en los valores de dureza en saliva. Esto demuestra la disolución de la masa en los materiales cerámicos debido a la exposición en medios acuosos (78). Los materiales cristalinos se vieron menos afectados que los materiales feldespáticos, debido a - como lo explica Swain (78)- la mayor energía cohesiva de los micro cristales presentes en la microestructura de materiales cristalinos que las partículas presentes en los materiales vítreos lo cual reduce su tasa de

disolución. Sin embargo, esta disolución más lenta de la microestructura en materiales como el disilicato de litio va generando una superficie más rugosa, que puede tener un efecto perjudicial sobre la superficie antagonista (92). Por ello, la importancia de utilizar materiales con microestructuras cada vez más finas que permitan un mejor pulido superficial, ya que materiales como el disilicato de litio han demostrado desgastes en su superficie funcional después de 7 años de uso clínico (93). Se debería considerar además dos factores adicionales que influyen sobre la degradación acuosa en los materiales cerámicos, el primero es el efecto de los niveles de pH, pues como afirma Esquivel, en (94) condiciones ambientales con pH elevado, son más perjudiciales para las estructuras basadas en feldespatos debido a que un pH alto, rompe con más facilidad las redes de silicio. El segundo factor, es la presencia de estrés en las estructuras cerámicas. Este factor puede deberse a tres causas: 1) Cargas provenientes de las fuerzas masticatorias. 2) Tensiones residuales presentes en los materiales debido a gradientes térmicos o cambios del material después del mecanizado y 3) tensiones localizadas en la microestructura y presencia de múltiples componentes (95).

5.3.4.- TENACIDAD DE FRACTURA

La tenacidad, es una propiedad mecánica analizada de gran importancia en materiales considerados frágiles. Se han descrito varios

métodos de ensayo para determinar los valores de tenacidad de los materiales. Por ejemplo, se han realizado entallas en los especímenes mediante discos de diamante de 400 μm de grosor a 1800 revoluciones por minuto (rpm). La entalla se introduce hasta 250 μm por lo que la grieta dista de aparecer como tal. Por ello, este método está recomendado para materiales rugosos. Otro procedimiento, es el uso de una entalla en especímenes cortados mediante un cable de diamante de 150 μm de diámetro y a menor revolución que el disco. Sin embargo, la penetración de la entalla es de 70 μm y la grieta generada todavía no se aprecia adecuadamente, aunque puede ser detectable. También este método está recomendado para analizar materiales con alta rugosidad superficial. Otro método es el que utiliza una entalla en forma de V sobre el espécimen, donde el indentador genera una grieta de 5-7 μm . Sin embargo, este método, en materiales con disposiciones microestructurales menores a 1 μm puede dar lugar a interpretaciones erróneas sobreestimando los valores de tenacidad de los materiales. Uno de los principales inconvenientes es la generación de grietas irregulares, el daño del material analizado y la presencia de artefactos en las muestras, lo cual altera la naturaleza del ensayo y a la postre los resultados obtenidos (51). En Odontología, el análisis de los materiales en relación a la tenacidad de la fractura presenta la misma metodología y por ende, los mismos inconvenientes. Un cuarto método de entalla de los especímenes es la entalla única mediante láser femtopulsado. A pesar de que la norma ISO 6872:2015 (43) recomienda el uso de la

entalla simple en forma de V, SEVNB (Single Edge V-Notched Beam) para este tipo de ensayos, en nuestro estudio se realizaron las entallas mediante la utilización de un láser femtopulsado sobre los especímenes usados en flexión a tres puntos. Este tipo de ensayo denominado Single Edge Laser-Notched Beam (SELNB) ha sido utilizado en otros materiales no odontológicos (51,96) con el objetivo de que el daño a la probeta sea el mínimo posible o inexistente. Con esta técnica la microestructura del material analizado prácticamente no se ve afectada posteriormente al ensayo, ya que a pesar del largo de la entalla generada que es de aproximadamente 250 μm , el radio es de apenas 5-20 nm sin evidencia de que las zonas vecinas a la entalla, se vean afectadas térmicamente. El láser femtopulsado trabaja de forma no lineal, transformando el material directamente en plasma mediante un proceso de ablación, por tanto el proceso de transmisión de energía hacia el espécimen es mínimo, con una mejor reproducibilidad de la prueba, alta precisión y mayor exactitud para realizar ensayos de tenacidad sobre este tipo de materiales(51,56). **Se debe resaltar el hecho de que las entallas mediante láser no provocan daño estructural en el material (51), disminuyendo la posibilidad de que los cambios se deban a ese efecto de modificación de la microestructura en el momento del ensayo, por lo cual utilizar esta metodología podría constituir otra ventaja a la hora de investigar las propiedades biomecánicas en los materiales odontológicos.** Por ello, ya algunos autores han sugerido utilizar métodos adicionales para este tipo de

análisis debido a la inexactitud de algunos resultados (97). Incluso algunos autores mencionan la posibilidad de obtener valores de tenacidad diferentes debido a la característica de la entalla y la posibilidad de su desafilado o en general por un cambio en la morfología de la punta del indentador cuando utilizan métodos convencionales como el SEVNB que el método clásico utilizado hasta ahora.

Los resultados obtenidos en nuestro estudio en cuanto a la tenacidad respecto a los obtenidos en otro estudio son menores para los materiales ENAMIC® y para el material EMAX CAD® cristalizado. Los métodos usados para el ensayo podrían ser la clave de esta diferencia (67). Esto adquiere mayor importancia cuando se reporta en la literatura que las indentaciones utilizadas para ensayos en materiales dentales generan grietas provocando daño estructural que complicaría un análisis más exacto con resultados más claros sobre esta propiedad (98). Un estudio de Quinn (68), realizado sobre varios materiales CAD/CAM, ratifica que el tipo de indentador utilizado tiene influencia sobre los resultados obtenidos, poniendo énfasis en la nucleación de la grieta y los múltiples procesos de su propagación en el material, generados en el mismo ensayo (99). Mediante este ensayo los valores obtenidos en nuestro estudio mostraron que SUPRINITY® fue el material con el valor más alto de tenacidad en aire (2,30 MPa.m^{1/2}), seguido de CELTRA® (2,02 MPa.m^{1/2}) y de EMAX CAD® cristalizado (1,98 MPa.m^{1/2}). Estas

diferencias pueden ser atribuidas a la presencia de granos submicrométricos de dióxido de zirconio en la microestructura de SUPRINITY® y CELTRA® (100,101). Además, algunos elementos dopantes presentes como la alúmina pueden aumentar los valores de varias propiedades entre ellas la tenacidad (102). Las diferencias observadas en el presente estudio entre los materiales de base plástica, cerámica y el material híbrido, se deben sin duda a las características diferentes en cuanto a la composición y a la microestructura. Ello se confirma cuando observamos que los materiales de base cerámica con silicato y disilicato de litio en su composición, presentaron una mayor tenacidad y se diferenciaron de los materiales de base plástica que mostraron menores valores (LAVA® con 1,04 MPa.m^{1/2}, CRIOS® con 1,12 MPa.m^{1/2} y CERASMART® con 0,92 MPa.m^{1/2}). Estos últimos a su vez, no presentaron diferencias significativas ni entre ellos, ni tampoco con el material híbrido (ENAMIC® con un valor de 0,90 MPa.m^{1/2}), ni con el material de cerámica feldespática con leucita (EMPRESS CAD® cuyo valor fue de 0,99 MPa.m^{1/2}). EMPRESS CAD®, cerámica feldespática que presenta cristales de leucita en su microestructura, mostró un valor menor (0,99 MPa.m^{1/2}) a todos los materiales de base cerámica que presentaban cristales de silicato o disilicato de litio, pero mayores a los materiales de base plástica y a ENAMIC®, lo cual lo ubica como un material menos tenaz y más frágil debido a su estructura de fase vítrea con cristales más pequeños. Al analizar el resultado obtenido después del ensayo de tenacidad que presentó EMAX CAD® se puede concluir que este

material está definitivamente influenciado por la cocción de cristalización, pues en el estado de metasilicato presentó un valor (1,60 MPa.m^{1/2}), y aumentó significativamente luego de haber sido sometido al proceso de cristalización (1,98 MPa.m^{1/2}).

ENAMIC[®], un material que por su composición está llamado a integrar propiedades como la tenacidad de los materiales poliméricos y la resistencia de los materiales cerámicos, presentó valores más bajos tanto en aire como en saliva, lo que lo posiciona como un material más frágil que los materiales de base cerámica con silicato de litio. ENAMIC[®] es un material híbrido donde la propagación de la grieta podría detenerse en su fase polimérica (103). En el presente estudio, el valor para la tenacidad de ENAMIC[®] fue de 0,90 MPa.m^{1/2} que es un valor menor al obtenido en otro estudio realizado por el autor del presente trabajo (15) donde este valor fue de 1.72 MPa.m^{1/2} en el cual se utilizó un distinto tipo de ensayo mediante un indentador con punta de diamante. Entre los materiales de base plástica, CRIOS[®] (1,12 MPa.m^{1/2}), es el material con mayor tenacidad, solo por debajo de los materiales de base cerámica con silicato o disilicato de litio. Esto probablemente sea debido a la microestructura homogénea y continua del material polimérico que conforma este material. LAVA[®], otro de los materiales de base plástica presentó un valor menor (1,04 MPa.m^{1/2}) pero aproximado a CRIOS[®] y mayor a ENAMIC[®]. LAVA[®] en nuestro estudio, presentó una mayor tenacidad que CERASMART[®], concordando con los resultados

de Goujat (74). A este respecto, autores como Curtis (104) afirman que esta diferencia se debería a los diversos componentes en el relleno de estos materiales encontrados en su microestructura como partículas de sílice en el caso de CERASMART® y de dióxido de zirconio para LAVA®, lo cual corroboramos cuando analizamos la microestructura de estos materiales. El valor de LAVA® en nuestro estudio, para la tenacidad de fractura, fue significativamente menor al encontrado en el estudio de Norman *et al.* (apoyado por la casa comercial) que analizó la tenacidad de fractura y fue realizado con una entalla simple en forma de V (105) lo cual concuerda con el hecho reportado de que el tipo de indentador utilizado, tiene influencia en los resultados obtenidos. Llama la atención que las diferencias reportadas en el estudio de Norman entre LAVA® y el otro material analizado (EMPRESS CAD®) fueron altamente significativas a favor del primero, mientras que en nuestro estudio las diferencias entre los dos mismos materiales no fueron significativas. Carvalho en su estudio (106) también situó a LAVA® como un material superior a EMAX CAD® utilizando coronas con protocolos adhesivos, sin embargo un año después su fabricante, (3M ESPE) recomendó realizar preparaciones más retentivas con el fin de evitar el desprendimiento de las restauraciones y retiró la indicación para realizar coronas con este material (107).

Los resultados observados colocan a los materiales cerámicos con estructura cristalina como los materiales con mayor tenacidad de

entre todos los estudiados, superiores a los de base polimérica y superiores al material híbrido. Los materiales de base plástica y el material híbrido no presentaron diferencias entre sí. Propiedades como la tenacidad a fractura clínicamente permite evaluar el comportamiento clínico en cuanto a fractura y desgaste de los materiales dentales (108,109), esta información resulta útil y tiene una implicación clínica respecto a que **los materiales dentales recomendados para restauraciones que por su situación en la arcada reciben cargas más puntuales en zonas de esfuerzo funcional por ejemplo en el sector posterior y en zonas que realizan guías desoclusivas deberían ser materiales más tenaces, siendo los materiales cerámicos con refuerzo cristalino, cuya presencia disminuye la propagación de las grietas como silicato y disilicato de litio (SUPRINITY®, CELTRA® y el material EMAX CAD®)** los más aproximados a responder con un mejor pronóstico clínico, lo cual es soportado por estudios como el de Badawy *et al* y Alkadi *et al* (39) (110).

Al analizar los resultados obtenidos con este ensayo en nuestro estudio después de la inmersión en saliva, se determinó que una vez más la saliva influyó en los valores presentados con diferencias significativas. En el caso de los materiales SUPRINITY® y CELTRA® existió una reducción significativa en los valores obtenidos respecto a aquellos que se obtuvieron en los ensayos con aire. Los materiales LAVA® y CERASMART® también presentaron una reducción significativa en los

valores de tenacidad, mientras que CRIOS[®], EMPRESS[®] y ENAMIC[®] no presentaron diferencias cuando esos valores se compararon con los obtenidos en los ensayos con saliva. En un estudio de Liebermann (111) se reafirmó esta teoría de que la saliva provoca cambios en los materiales. Este autor mencionó a Moosavi, quien atribuyó estos cambios a la polaridad molecular de la matriz polimérica, donde existe un desequilibrio entre las fuerzas intermoleculares sobre todo en los primeros días de contacto entre el material y la saliva (112). Este período, según Zhou se vuelve más crítico entre los cuatro y ocho meses de contacto (113). Liebermann también corroboró el concepto de que, a menor cantidad de partículas de relleno, mayor la absorción acuosa, lo cual fue también visible en nuestro estudio sobre todo con los materiales poliméricos. Podemos resaltar que, después de observar nuestros resultados, los materiales CAD/CAM de base polimérica estudiados mostraron menor porosidad y mejores propiedades biomecánicas. debido a su mayor homogeneidad derivada del proceso de fabricación industrial de los bloques.

Un dato interesante, es que el material cerámico con disilicato de litio **EMAX CAD[®] en estado de cristalización, no solo no presentó reducción sino que aumentó ligeramente la tenacidad** siendo mayor. después de la inmersión en saliva de las probetas, con lo cual la afirmación de Swain (78) de que **en algunos casos** la saliva podría mejorar las propiedades en algunos materiales cerámicos fue ratificada

en nuestro estudio. Las razones de estos cambios en este material específicamente, podrían ser las diferencias entre los gradientes de concentración de los componentes de la saliva que interactúan con los componentes del material dando lugar a cargas negativas. Así pues, tales cargas se balancean dentro de la red de sílice con los iones positivos contenidos dentro de la matriz, lo cual inhibiría la filtración de los materiales siempre y cuando los iones positivos se difundan a través del relleno y puedan neutralizar las cargas negativas presentes en las superficies de dióxido de silicio (114). Pero cuando este balance de cargas se desequilibra, es probable que los iones positivos que antes estaban dentro de la matriz provoquen brechas que permitan la solubilidad del material y la susceptibilidad a los fenómenos de filtración, siendo los componentes de silicio, bario y estroncio los más susceptibles a la filtración por saliva artificial (115). La influencia de la saliva sin duda estuvo presente en los mecanismos de resistencia a la propagación de la grieta (116). Un estudio de Soderholm también identificó que este intercambio iónico principalmente ocurría en la interfase orgánica/inorgánica de materiales poliméricos (117). Esto podría ser la causa de que rellenos cerámicos o partículas cerámicas de los materiales puedan ser más susceptibles a fenómenos de percolación. El hecho de sumergir experimentalmente las muestras de materiales en medios como la saliva artificial y no en agua destilada se justifica por estudios en los cuales se demostró que los materiales no pierden tanto peso, por la presunción de que los iones de la saliva se difunden entre la

matriz de los materiales, mientras que en agua ocurre una mayor degradación hidrolítica que los hace perder volumen (111). Al comparar los ocho materiales, los materiales de base cerámica con refuerzo cristalino con disilicato de litio fueron los de mayor tenacidad. Por ejemplo, EMAX CAD® presentó el mayor valor que los demás. Por debajo estuvieron CELTRA® y SUPRINITY®, pero aún no lograron igualar el valor de EMAX CAD® incluso en estado de precristalización, por lo que también se puede concluir que tanto SUPRINITY® como CELTRA®, vieron drásticamente reducida la tenacidad a consecuencia del efecto de la saliva, al disminuir de 2,36 MPa.m^{1/2} y 2,02 MPa.m^{1/2} a 1,47 y 1,48 MPa.m^{1/2} respectivamente. EMPRESS CAD® fue el único de los materiales en el que no se observó un mayor cambio en los valores de tenacidad en saliva respecto a los obtenidos en los ensayos en aire. Mientras que ENAMIC® y los materiales de base plástica (LAVA®, CERASMART® y CRIOS®) sí vieron reducidos estos valores por lo que el efecto generado por la saliva ratifica la influencia del medio húmedo sobre los materiales.

Después de realizar las pruebas de correlación bivariada entre las distintas variables utilizadas en este estudio, se determinó que la tenacidad presentó una relación directa con las variables densidad, dureza, y resistencia a flexión.

5.4.- RECOMENDACIONES SOBRE LAS INDICACIONES CLINICAS DE LOS MATERIALES CAD/CAM ANALIZADOS

Los materiales dentales para uso en sistemas CAD/CAM analizados presentan varias características a la luz de los resultados obtenidos sobre las cuales podemos hacer recomendaciones al odontólogo clínico y al técnico de laboratorio, considerando por supuesto las limitaciones de este estudio (Tabla 5.2).

Las restauraciones parciales que requieren cubrir zonas menos funcionales y que pueden estar dentro de los márgenes cavo superficiales como inlays y onlays con soporte de esmalte adecuado, podrían ser realizadas con los 8 materiales utilizados debido a que todos ellos cumplieron con el requisito de tener al menos una resistencia a flexión de 100 MPa, sin embargo, los materiales más indicados debido al conjunto de propiedades analizadas en el estudio serían: CRIOS[®], CERASMART[®] y ENAMIC[®]. En este tipo de restauraciones de menor tamaño, el hecho de utilizar materiales más similares al módulo elástico de la dentina, así como más rápidamente mecanizables los hacen un material de elección. Debemos considerar el hecho de que los materiales de base polimérica, en restauraciones subgingivales proximales, donde exista un mayor contacto con fluido crevicular además de la saliva podrían sufrir una mayor degradación. En restauraciones como overlays donde ya se incluyen todas las cúspides,

un material que debe reemplazar al esmalte sin duda sería el más indicado, por ello los materiales con mejores características que puedan soportar mejor los esfuerzos masticatorios son los de base cristalina, concordando con el estudio de Chen quien afirma que en estos materiales, restauraciones con espesores de 0.5 mm cementadas adhesivamente resisten esos esfuerzos (118). En restauraciones de cobertura coronaria completa dentosoportada, VITA SUPRINITY® y el material EMAX CAD® son los materiales con mejores perspectivas debido a su mejor resistencia a flexión y tenacidad de fractura, con espesores de 1.5 mm recomendados para un mejor pronóstico (119). Estos materiales, además, según el trabajo de Al Khadafi *et al* con un adecuado protocolo de acondicionamiento de su superficie pueden ser reparados con un buen pronóstico (120). Por lo observado en los resultados de este trabajo, un material que presente una característica de nano-dureza adecuada es un material especialmente indicado por sus posibilidades de mejor pulido superficial, por lo que EMPRESS CAD® sería el material más indicado para carillas y coronas anteriores. Los materiales como ENAMIC®, estarían bien indicados en restauraciones temporales sobre implantes, por su rápido mecanizado y su menor dureza, aunque sería preferible que las restauraciones definitivas unitarias sobre implantes se realicen con un material de base cerámica como SUPRINITY® o EMAX CAD®, afirmación que concuerda con las conclusiones de los trabajos de Vanoorbeek y Dogan (121,122). El único material de los estudiados con bloques en tamaño disponible (B32 y

B40) para puentes de hasta tres piezas además de tener resistencia a flexión y tenacidad compatibles con este tipo de indicación una vez cristalizado es EMAX CAD® aunque se requieren más estudios clínicos que avalen sus niveles de supervivencia que fueron aceptables en un lapso de 5 años pero descendieron cuando se estudiaron a 10 años según la revisión sistemática de Pieger *et al* (123-125).

Tabla 5.2: Recomendaciones para el uso clínico de los materiales estudiados.

Indicación Material	Inlays/ Onlays	Overlays	Coronas Posteriores	Coronas Anteriores	Carillas	Implantes	Puentes Hasta 3 piezas
LAVA®	X						
CRIOS®	X	X	X				
CERASMART®	X	X	X				
ENAMIC®	X	X				X	
EMPRESS®				X	X		
EMAX CAD®		X	X	X	X	X	X
CELTRA®		X	X	X	X		
SUPRINITY®		X	X	X	X	X	

Base plástica; Híbrido; Base cerámica.

5.5.- LIMITACIONES DEL ESTUDIO

La realización de pruebas como fatiga dinámica y análisis tribológico podrían ser de gran utilidad para obtener más datos sobre los materiales CAD/CAM incluidos en este estudio. Además, existen una serie de factores que no han sido contemplados en nuestro estudio y que pueden tener influencia sobre los resultados obtenidos sobre los materiales CAD/CAM, como por ejemplo: El tipo de instrumental de fresado en cuanto a forma, número, y grano utilizado. los parámetros utilizados para el fresado, la presencia de refrigeración (126), los factores intrínsecos propios de cada sistema CAD/CAM (127), etc. Sin duda, los estudios clínicos podrían aportar mucha información sobre el comportamiento de los materiales en condiciones reales dentro de la cavidad oral. Debemos considerar que para los ensayos realizados en esta investigación la inmersión de las probetas fue en saliva artificial que en su composición es diferente a la saliva humana, la cual al poseer enzimas como la esterasa (enzima de la familia de las hidrolasas), es responsable de procesos como la hidrólisis enzimática que afecta la microestructura de algunos materiales cerámicos y poliméricos (128). Se recomienda también la realización de los tratamientos térmicos completos de todos los materiales, como por ejemplo, CELTRA[®], el cual no fue sometido a una cocción adicional, por lo cual sus propiedades no fueron analizadas en estado de recristalización y SUPRINITY[®] el cual no fue analizado en estado de precristalización, lo cual sería interesante

a la hora de saber los efectos del tratamiento térmico sobre el material. Sería de gran importancia además la inclusión de una mayor variedad de nuevos materiales CAD/CAM, que fueron lanzados últimamente hasta mediados de 2017, tal como lo mostramos en la tabla 2.1 presentada en la introducción de esta memoria.

5.6.- PERSPECTIVAS FUTURAS

Nuevos materiales dentales para tecnología CAD/CAM, se continúan incorporando al mercado odontológico de manera vertiginosa. Hoy en día se presentan productos que corresponden a los tres tipos de composición que han sido estudiados en este trabajo: de base plástica, de base cerámica y materiales de composición híbrida. Existe actualmente una gran oferta de materiales CAD/CAM de base cerámica, sobre todo aquellos que presentan cristales de silicato y disilicato de litio, y la tendencia es a que aparezcan más materiales de este tipo. Los materiales de dióxido de zirconio monolíticos también se proyectan como una opción interesante para restauraciones estéticas y resistentes. Sin embargo, claramente los materiales de base polimérica y aquellos denominados híbridos, presentan mejores perspectivas sobre todo al requerir menos procesos adicionales después de mecanizados, y el hecho de poder ser reparados mediante composites fotopolimerizables. Por ello, conocedores de que en el último tiempo se han introducido nuevos materiales de estas características, somos

conscientes de que estos nuevos materiales también requerirán de estudios independientes. Sin duda uno de los puntos clave en la investigación de estos materiales, será observar su comportamiento a largo plazo mediante estudios clínicos *in vivo*.

Los materiales para CAD/CAM constituyen una opción para realizar procedimientos clínicos chairside en la misma sesión o en tiempos mucho más cortos en la espera de los procesos de laboratorio, por ello se afianzarán mucho más en el mercado las opciones de restauraciones monolíticas, requiriendo el mercado de materiales que presenten características estéticas, mecánicas y biológicas acorde con esta necesidad.

Otro punto importante a resaltar para el futuro es la posibilidad creciente de que los materiales para CAD/CAM sean presentados además de en bloques para ser mecanizados mediante procesos sustractivos, en presentaciones en polvo o suspensión para ser procesados por tecnología de adición (impresión 3D), con lo cual una vez más sus propiedades deberán ser analizadas y avaladas mediante estudios independientes.

Conclusiones

A la vista de los resultados obtenidos y considerando las limitaciones del mismo, se propone enunciar las siguientes conclusiones:

- 1) Los ocho materiales estudiados presentaron un comportamiento físico mecánico general, más relacionado con la microestructura del grupo genérico al que pertenecían: materiales de base cerámica (SUPRINITY[®], CELTRA[®], EMAX CAD[®]), de base polimérica (LAVA[®], CRIOS[®] Y CERASMART[®]) y de composición híbrida (ENAMIC[®]) que a individualidades propias de los elementos químicos que los integraban.
- 2) En relación con los valores de resistencia a flexión, dureza, y tenacidad, los materiales de base cerámica con refuerzo cristalino con componentes de silicato (SUPRINITY[®] y CELTRA[®]) y disilicato de litio (EMAX CAD[®]), mostraron de manera significativa, valores más altos comparados con los materiales de base plástica y del material híbrido estudiado.
- 3) La exposición a saliva tuvo un efecto reductor en los valores obtenidos por los materiales en dureza, tenacidad y resistencia a flexión. Cabe resaltar, sin embargo que el material con disilicato de litio (EMAX CAD[®]) presentó, contrariamente al resto de los materiales, mayores valores de tenacidad después de la inmersión en saliva artificial.

- 4) Entre los materiales cerámicos con refuerzo cristalino, SUPRINITY® y CELTRA® presentaron los mejores comportamientos mecánicos en este estudio. Por ello, nos permitimos recomendar estos materiales como especialmente indicados para realizar restauraciones coronarias completas tanto dento como implantoportadas.
- 5) Tras la verificación del cumplimiento de los requisitos biomecánicos exigidos por las normas internacionales, los materiales de base plástica CRIOS® y CERASMART® además de ENAMIC® (material híbrido) estarían especialmente indicados para restauraciones parciales de menor tamaño como incrustaciones. Su reducido tiempo de mecanizado, facilidad de inserción, preparación más simple y posibilidad de cementación adhesiva así lo justificarían.
- 6) Los altos valores encontrados en micro-dureza, nano-dureza ,y la disposición de sus cristales, nos permiten recomendar a EMPRESS CAD®, CELTRA® y SUPRINITY® como los materiales CAD/CAM más indicados para carillas estéticas.

Bibliografía

- (1) Patel D. Conservative preparation guidelines for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2013 Jun;34(6):472-475.
- (2) Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res* 2016 Apr;60(2):72-84.
- (3) Tapie L, Lebon N, Mawussi B, Fron-Chabouis H, Duret F, Attal JP. Understanding dental CAD/CAM for restorations--accuracy from a mechanical engineering viewpoint. *Int J Comput Dent* 2015;18(4):343-367.
- (4) Bohner LO, Neto PT, Ahmed AS, Mori M, Lagana DC, Sesma N. CEREC Chairside System to Register and Design the Occlusion in Restorative Dentistry: A Systematic Literature Review. *J Esthet Restor Dent* 2016 Jul;28(4):208-220.
- (5) Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *J Int Oral Health* 2015 Apr;7(4):96-104.
- (6) Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011 Jun;56 Suppl 1:97-106.
- (7) Mormann WH, Brandestini M, Lutz F. The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting. *Quintessenz* 1987 Mar;38(3):457-470.
- (8) Mormann WH, Brandestini M. Cerec-System: computerized inlays, onlays and shell veneers. *Zahnarztl Mitt* 1987 Nov 1;77(21):2400-2405.
- (9) Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F, Gotsch T. CAD-CAM ceramic inlays and onlays: a case report after 3 years in place. *J Am Dent Assoc* 1990 May;120(5):517-520.
- (10) Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. CEREC CAD/CAM Chairside System. *Oral Implantol (Rome)* 2015 Apr 13;7(3):57-70.
- (11) Wittneben JG, Wright RF, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *Int J Prosthodont* 2009 Sep-Oct;22(5):466-471.

- (12) Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006 Feb;95(2):117-123.
- (13) Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006 Sep;137 Suppl:14S-21S.
- (14) Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int* 2009 Feb;40(2):125-133.
- (15) Abad Coronel C. Propiedades Mecánicas y Caracterización Microestructural de un material de matriz cerámica infiltrada con polímero. Enamic. Trabajo de Fin de Máster. Universidad Complutense de Madrid. 2014.
- (16) Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 2014 Dec;93(12):1232-1234.
- (17) Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater* 2017 Jan;33(1):84-98.
- (18) International Organization for Standardization. ISO 6872:2008 Dentistry Ceramic Materials. 2015 2008.
- (19) Vichi A, Sedda M, Del Siena F, Louca C, Ferrari M. Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. *Am J Dent* 2013 Oct;26(5):255-259.
- (20) Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res* 2014 Oct;58(4):208-216.
- (21) Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2015 May-Jun;28(3):227-235.
- (22) Lim K, Yap AU, Agarwalla SV, Tan KB, Rosa V. Reliability, failure probability, and strength of resin-based materials for CAD/CAM restorations. *J Appl Oral Sci* 2016 Sep-Oct;24(5):447-452.
- (23) He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater* 2011 Jun;27(6):527-534.

- (24) Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater* 2016 Jan;32(1):34-42.
- (25) Zarone F, Ferrari M, Mangano FG, Leone R, Sorrentino R. "Digitally Oriented Materials": Focus on Lithium Disilicate Ceramics. *Int J Dent* 2016;2016:9840594.
- (26) Wiegand A, Stucki L, Hoffmann R, Attin T, Stawarczyk B. Repairability of CAD/CAM high-density PMMA- and composite-based polymers. *Clin Oral Investig* 2015 Nov;19(8):2007-2013.
- (27) 3M ESPE Dental Products. Lava Ultimate Cad-Cam Restorative Technical Product Profile. 2011.
- (28) GC A. CERASMART UNIVERSAL Product Information. 2017; Available at: http://www.gcamerica.com/lab/products/CERASMART_Universal/index.php. Accessed 07/24, 2017.
- (29) Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res* 2016 May;95(5):487-495.
- (30) Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2015 Oct;114(4):587-593.
- (31) Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Guth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015 Mar;55:1-11.
- (32) COLTENE W. CRIOS BRILLIANT Guía de Producto. 2017; Available at: https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Adhesives_Restoratives/CADCAM/60021981-07-16-ES-BRILLIANT-Crios-Product-Guideline-VIEW.pdf. Accessed 07/24, 2017.
- (33) VITA Z. VITA ENAMIC, Descripción de Producto. 2017; Available at: <https://www.vita-zahnfabrik.com/es/VITA-ENAMIC-24973,27568.html>. Accessed 07/24, 2017.
- (34) Ivoclar V. Scientific Documentation IPS Empress CAD®. 2011.
- (35) Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today* 2009 Mar;28(3):112-113.
- (36) Ivoclar V. IPS EMAX CAD. Guía de Producto. 2017; Available at: <http://www.ivoclarvivadent.es/es-es/p/todos/productos/ceramica->

sin-metal/ips-emax-system-odontologo/ips-emax-disilicato-de-litio.

Accessed 07/24, 2017.

(37) VITA Suprinity PC. Descripción del producto. 2017; Available at: <https://www.vita-zahnfabrik.com/es/VITA-SUPRINITY-PC-44052,27568.html>. Accessed 07/24, 2017.

(38) DENTSPLY. Guía de producto. 2017.

(39) Badawy R, El-Mowafy O, Tam LE. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials - Alternative loading approach for compact tension test. Dent Mater 2016 Jul;32(7):847-852.

(40) Preis V, Hahnel S, Behr M, Bein L, Rosentritt M. In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. Dent Mater 2017 Apr;33(4):427-433.

(41) Callister W. Introducción a la Ciencia e Ingeniería de los Materiales. Novena ed.: REVERTÉ; 1996.

(42) Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. Dent Mater 2017 Jan;33(1):99-109.

(43) International Organization for Standardization. ISO 6872:2015 Dentistry Ceramic Materials. 2015.

(44) Rodrigues SA,Jr, Ferracane JL, Della Bona A. Flexural strength and Weibull analysis of a microhybrid and a nanofill composite evaluated by 3- and 4-point bending tests. Dent Mater 2008 Mar;24(3):426-431.

(45) Ritter JE. Critique of test methods for lifetime predictions. Dent Mater 1995 Mar;11(2):147-151.

(46) Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. J Prosthet Dent 1995 Aug;74(2):145-150.

(47) Kovarik RE, Ergle JW, Fairhurst CW. Effects of specimen geometry on the measurement of fracture toughness. Dent Mater 1991 Jul;7(3):166-169.

(48) Denry IL, Holloway JA, Tarr LA. Effect of heat treatment on microcrack healing behavior of a machinable dental ceramic. J Biomed Mater Res 1999;48(6):791-796.

(49) Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater* 2002 Jan;18(1):12-19.

(50) Oliver WC, Pharr GM. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments. *J Mater Res* 1992;7:1564-1583.

(51) Teresa Palacios García. Microstructural and Mechanical Characterization of Tungsten based materials for Fused reactors. PhD thesis. Universidad Politécnica de Madrid; 2015.

(52) Hughes S, Lau J. A technique for fast and accurate measurement of hand volumes using Archimedes' principle. *Australas Phys Eng Sci Med* 2008 Mar;31(1):56-59.

(53) Ramos Nde C, Campos TM, Paz IS, Machado JP, Bottino MA, Cesar PF, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater* 2016 Jul;32(7):870-878.

(54) Arvidson K, Johansson EG. Galvanic currents between dental alloys in vitro. *Scand J Dent Res* 1985 Oct;93(5):467-473.

(55) María Vega Aguirre Cebrian. COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE NUEVAS ALEACIONES DE WOLFRAMIO EN FUNCIÓN DE LA TEMPERATURA. Tesis doctoral. Universidad Politécnica de Madrid; 2014.

(56) Fan K, Pastor JY, Hervias-Ruiz J, Gurauskis J, Baudin C. Determination of mechanical properties of Al₂O₃/Y-TZP ceramic composites: Influence of testing method and residual stresses. *Ceramics International* 2016.

(57) Timoshenko S, Goodier JN. *Theory of Elasticity*. MacGraw-Hill. 1951:128-133.

(58) Guinea GV, Pastor JY, Planas J, Elices M. Stress intensity factor, compliance and CMOD for a general three-point-bend beam. *International Journal of Fracture* 1998;89:103-116.

(59) ASTM C20-00(2015). *Standard Test Methods for Apparent Porosity, Water Absorption, Apparent Specific Gravity, and Bulk Density of Burned Refractory Brick and Shapes by Boiling Water*. ASTM International, West Conshohocken, PA, 2015.

(60) Gabriel SB, Nunes CA, Soares Gde A. Production, microstructural characterization and mechanical properties of as-cast Ti-10Mo-xNb alloys. *Artif Organs* 2008 Apr;32(4):299-304.

- (61) Fischer J, Stawarczyk B, Hammerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent* 2008 May;36(5):316-321.
- (62) Xu Y, Han J, Lin H, An L. Comparative study of flexural strength test methods on CAD/CAM Y-TZP dental ceramics. *Regen Biomater* 2015 Dec;2(4):239-244.
- (63) Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004 Jun;20(5):441-448.
- (64) Steinhauser HC, Turssi CP, Franca FM, Amaral FL, Basting RT. Micro-shear bond strength and surface micromorphology of a feldspathic ceramic treated with different cleaning methods after hydrofluoric acid etching. *J Appl Oral Sci* 2014 Apr;22(2):85-90.
- (65) Watts DC. Radiopacity vs. composition of some barium and strontium glass composites. *J Dent* 1987 Feb;15(1):38-43.
- (66) Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent* 2015 Oct 1;7(4):e495-500.
- (67) Ilie N, Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dent Mater* 2008;24:908-14.
- (68) Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*. 2000;53:297-303.
- (69) Al Ben AA, Kang K, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. The effect of variations in translucency and background on color differences in CAD/ CAM lithium disilicate glass ceramics. *J Prosthodont* 2014;23:213-20.
- (70) Stevenson B, Ibbetson R. Stevenson B, Ibbetson R. The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: a literature review. *J Dent* 2010;38:361-8. *J Dent*. 2010;38:361-8.
- (71) Luvahutanon 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):705-710.
- (72) Kang SH, Chang J, Son HH. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod* 2013 Aug;38(3):134-140.

(73) Seo D, Roh B. The comparison of relative reliability on biaxial and three point flexural strength testing methods of light curing composite resin.

. J Korean Acad Conserv Dent 2006;31:58-65.

(74) Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. J Prosthet Dent 2017 May 26.

(75) El Zhawi H, Kaizer MR, Chughtai A, Moraes RR, Zhang Y. Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. Dent Mater 2016 Nov;32(11):1352-1361.

(76) Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Kramer N, Reich S, Braun A, et al. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. Int J Comput Dent 2015;18(1):9-20.

(77) Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskaja CB, Van Meerbeek B. Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials. J Adhes Dent 2016;18(4):289-302.

(78) Swain MV. Impact of oral fluids on dental ceramics: what is the clinical relevance? Dent Mater 2014 Jan;30(1):33-42.

(79) Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. J Prosthet Dent 1995 Aug;74(2):145-150.

(80) Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent 2007 Nov;98(5):389-404.

(81) Chavali R, Nejat AH, Lawson NC. Machinability of CAD-CAM materials. J Prosthet Dent 2017 Aug;118(2):194-199.

(82) Tsiou EA, Northeast SE, van Noort R. Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. J Dent 2007 Dec;35(12):897-902.

(83) Park SH, Yoo YJ, Shin YJ, Cho BH, Baek SH. Marginal and internal fit of nano-composite CAD/CAM restorations. Restor Dent Endod 2016 Feb;41(1):37-43.

(84) Lebon N, Tapie L, Vennat E, Mawussi B. Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. J Prosthet Dent 2015 Aug;114(2):236-247.

(85) Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent* 2001 Apr;85(4):386-395.

(86) Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001 Nov;86(5):495-510.

(87) Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dent Mater* 2013 Jul;29(7):742-751.

(88) Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent* 2015 Jun;113(6):534-540.

(89) Craig R. *Restorative Dental Materials*. MOSBY; 1993.

(90) Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent* 2016 Jan-Feb;28(1):56-66.

(91) Laura Godoy Ruiz. Análisis del efecto del fresado y pulido en la rugosidad y resistencia mecánica de distintas superficies cerámicas. Tesis doctoral. Universidad Complutense de Madrid; 2014.

(92) Heintze S, Cavalleri A, Forganic M, Zellinger G, Rouson V. Wear of ceramic and antagonist—a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater* 2008;24:433-9.

(93) Guess P, Selz C, Steinhart Y, Stampf S, Strub G. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all ceramic partial coverage restorations: 7 year results. *Int J Prosthodont*. 2013;26:21-5.

(94) Esquivel-Upshaw JF, Dieng FY, Clark AE, Neal D, Anusavice KJ. Surface degradation of dental ceramics as a function of environmental pH. *J Dent Res* 2013 May;92(5):467-471.

(95) Lawn B. *Fracture of brittle solids*. Cambridge, UK:Cambridge University Press; 1993. Cambridge, UK.: Cambridge University Press.; 1993.

(96) Pastor JY, Llorca J, Martín A, J.I. Peña PBO. Fracture toughness and strength of $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$ and $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}\text{-ZrO}_2$ directionally solidified eutectic oxides up to 1900 K. *J. Eur. Ceram. Soc.* 2008;28:2345-2351.

- (97) Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014 May;30(5):564-569.
- (98) Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater* 2016 Nov;32(11):e275-e283.
- (99) Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part I--procedures and results. *Dent Mater* 2014 May;30(5):e99-e111.
- (100) Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Siekermann H. Fracture resistance of lithium-disilicate, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2011;14:231-8.
- (101) Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003 Oct;134(10):1382-1390.
- (102) Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater* 2011 Jan;27(1):83-96.
- (103) Nguyen J, Ruse D, Phan A, Sadoun M. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res*. 2014 Jan;93(1):62-7. *J Dent Res*. 2014;Jan;93(1):62-7.
- (104) Curtis A, Shortall A, Marquis P, Palin W. Water uptake and strength characteristics of a nanofilled resin-based composite. *J Dent*. 2008;Mar;36(3):186-93.
- (105) Norman CF, Rusin RP, Russell VA, Boehmer RA, Brown SM. Fracture toughness of a new resin nanoceramic CAD/CAM material. In: Abstract #639, Annual Meeting of the AADR 2012.
- (106) Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent* 2014 Apr;111(4):310-317.
- (107) 3M ESPE Dental. Notice: Change in Indication. Lava™ Ultimate Restorative. 2015; Available at: <http://multimedia.3m.com/mws/media/1198023O/lava-ultimate-restorative-change-of-indication-notice.pdf>. Accessed 08/23/2017, 2017.
- (108) Dowling N. Mechanical behavior of materials: engineering methods for deformation, fracture, and fatigue. 4th ed. ed.: Englewood Cliffs, NJ: Prentice- Hall, Inc.; 1993.

- (109) Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004 Apr;48(2):viii, 513-30.
- (110) Alkadi L, Ruse ND. Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. *J Prosthet Dent* 2016 Oct;116(4):591-596.
- (111) Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent* 2016 Mar;115(3):321-8.e2.
- (112) Moosavi H, Hariri I, Sadr A, Thitthaweerat S, Tagami J. Effects of curing mode and moisture on nanoindentation mechanical properties and bonding of a self-adhesive resin cement to pulp chamber floor. *Dent Mater* 2013 Jun;29(6):708-717.
- (113) Zhou M, Drummond JL, Hanley L. Barium and strontium leaching from aged glass particle/resin matrix dental composites. *Dent Mater* 2005 Feb;21(2):145-155.
- (114) Wegner SM, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont* 2002 May-Jun;15(3):267-272.
- (115) Shin MA, Drummond JL. Evaluation of chemical and mechanical properties of dental composites. *J Biomed Mater Res* 1999;48(4):540-545.
- (116) Mayworm CD, Camargo SS,Jr, Bastian FL. Influence of artificial saliva on abrasive wear and microhardness of dental composites filled with nanoparticles. *J Dent* 2008 Sep;36(9):703-710.
- (117) Soderholm KJ, Mukherjee R, Longmate J. Filler leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva. *J Dent Res* 1996 Sep;75(9):1692-1699.
- (118) Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater* 2014 Sep;30(9):954-962.
- (119) Magne P, Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent* 2015 Oct;114(4):574-579.
- (120) Al-Thagafi R, Al-Zordk W, Saker S. Influence of Surface Conditioning Protocols on Reparability of CAD/CAM Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. *J Adhes Dent* 2016;18(2):135-141.

(121) Vanoorbeek S, Vandamme K, Lijnen I, Naert I. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. *Int J Prosthodont* 2010 May-Jun;23(3):223-230.

(122) Dogan DO, Gorler O, Mutaf B, Ozcan M, Eyuboglu GB, Ulgey M. Fracture Resistance of Molar Crowns Fabricated with Monolithic All-Ceramic CAD/CAM Materials Cemented on Titanium Abutments: An In Vitro Study. *J Prosthodont* 2017 Jun;26(4):309-314.

(123) Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2014 Jul;112(1):22-30.

(124) Kern M. Comments regarding Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2014;112:22-30. *J Prosthet Dent* 2015 Apr;113(4):259.

(125) Bidra AS. A response to M. Kern regarding Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2014;112:22-30. *J Prosthet Dent* 2015 Apr;113(4):260-261.

(126) Shim J, Lee J, Lee J, Choi Y, Shin S, Ryu J. Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *J Appl Oral Sci.* 2015;23(5):515-22.

(127) Yara A, Goto S, Ogura H. Correlation between accuracy of crowns fabricated using CAD/CAM and elastic deformation of CAD/CAM materials. *Dent Mater J* 2004 Dec;23(4):572-576.

(128) Schmidt C, Ilie N. The effect of aging on the mechanical properties of nanohybrid composites based on new monomer formulations. *Clin Oral Investig* 2013 Jan;17(1):251-257.