



**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA
IBEROAMERICANA S.C**

INCORPORADA A LA UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MÉXICO.

CLAVE DE INCORPORACIÓN: 8901 – 22

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**“DIFERENCIACIÓN DE CUALIDADES INHERENTES DE LAS
RESTAURACIONES FIJAS UNITARIAS EN SECTOR ANTERIOR REALIZADAS
CON ZIRCONIA MONOLÍTICA CON RESPECTO A METAL PORCELANA.”**

TESIS

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
CIRUJANO DENTISTA**

PRESENTA:

SILVIA VANESA GONZÁLEZ MEDINA

ASESOR DE TESIS

CD. DANIEL CARMONA GUTIÉRREZ

XALATLACO, ESTADO DE MÉXICO, JULIO DEL 2022



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dedicatorias

A mi madre porque siempre ha sido mi más grande motivación, por enseñarme a nunca rendirme, ser fuerte.

A mi abuelita Modesta Martínez Maldonado por todo su cariño, amor y por creer en mí.

A mí porque es una prueba de que si lo quieres con esfuerzo y dedicación lo puedes lograr,

Y a todos aquellos y no menos importantes que me brindaron su apoyo incondicional en los buenos y malos momentos pero que son parte de la vida. Por escucharme, comprenderme y motivarme.

Agradecimientos

Agradezco a mi mamá, hermanos (as), abuelita, tíos(as) por ser mi familia por apoyarme en diferentes circunstancias para lograr mis metas.

Gracias mamá por darme una buena educación porque sin ti no sería la persona que soy el día de hoy, por enseñarnos a mí y a mis hermanos a mejorar cada día, hacer bien las cosas y ser agradecidos. Por desvelarse conmigo para terminar mis trabajos o incluso ayudarme con tal de cumplir en la escuela.

Agradezco a mis amigas y a mi novio por brindarme su apoyo incondicional, por alentarme a cumplir mis metas.

A mi asesor de tesis el doctor Daniel Carmona Gutiérrez por brindarme su apoyo y tiempo y a todos aquellos doctores que durante la universidad me brindaron sus conocimientos y apoyo, les agradezco infinitamente.

ÍNDICE

1. MARCO TEÓRICO.....	11
1.1. Evolución de la estética dental	12
1.1.1. Antecedentes históricos.....	12
1.2. Cerámica dental	14
1.2.1. Historia.....	14
1.2.2. Definición	18
1.2.3. Clasificación.....	21
1.1.3.1. De acuerdo a su temperatura de sinterización:.....	21
1.1.3.2. Clasificación de acuerdo a su técnica de confección	22
1.1.3.3. Según su Composición química.....	24
1.3. Dióxido de zirconia/zirconio.....	26
1.3.1. Historia.....	26
1.3.2. Definición	27
1.3.3. Estructura cristalina de la zirconia	28
1.3.4. Estabilización de la zirconia con itrio/ itria.....	29
1.3.5. Aplicaciones biomédicas de la zirconia.....	31
1.1.5.1. Reemplazos óseos.....	31
1.1.5.2. Prótesis dentales.....	33

1.1.5.3. Liberación de fármacos	34
1.3.6. Zirconia monolítica traslucida	35
1.1.6.1. Métodos sugeridos para aumentar la translucidez de la zirconia	35
1.3.7. Generaciones de zirconia	37
1.1.7.1. Zirconia primera generación.....	37
1.1.7.2. Zirconia de segunda generación (3Y-TZP)	37
1.1.7.3. Zirconia de tercera generación (5Y-TZP)	38
1.1.7.4. Zirconia de cuarta generación (4Y-TZP)	40
1.3.8. Variantes de la zirconia dental.....	41
1.1.8.1. Zirconia monolítica	41
1.1.8.2. Núcleo de zirconia con porcelana de recubrimiento (zirconia bicapa).....	44
1.3.9. Propiedades específicas de la zirconia.....	47
1.3.10. Estabilidad química y reactividad.....	50
1.1.10.1. Configuración y resultado óptico de restauraciones monolíticas de zirconia.....	51
1.3.11. Precisión marginal y ajuste interno	52
1.3.12. Reglas generales en la preparación de restauraciones de zirconia monolítica.....	53

1.1.12.1. Pulido y glaseado de restauraciones monolíticas de zirconia	55
1.3.13. Agentes cementantes y técnica de cementado	56
1.1.13.1. Protocolo para cementación de coronas de zirconia...	61
1.3.14. Producción de bloques y discos, y sinterización de las cerámicas a base de zirconia	62
1.3.15. Ventajas.....	66
1.3.16. Desventajas	67
1.3.17. Indicaciones.....	67
1.4. Los sistemas CAD/CAM en odontología	70
1.4.1. Breve reseña histórica	70
1.4.2. Desarrollo de los sistemas escáner CAD/CAM.....	72
1.4.3. Fases en proceso del sistema CAD/CAM.....	74
1.4.4. Dispositivos de procesamiento de fresado	76
1.4.5. Variante de fresado.....	78
1.1.5.1. a) Molienda en campo seco:	78
1.1.5.2. B) Molienda en campo húmedo:.....	78
1.4.6. Materiales para procesamiento CAD/CAM en Odontología.	79
1.4.7. El uso de CAD/CAM	80
1.1.7.1. CAD/CAM en el sillón dental:	80

1.1.7.2. CAD/CAM en la construcción de coronas y puentes en laboratorio dental	81
1.1.7.3. Fabricación de prótesis fijas:.....	82
1.1.7.4. Fabricación de estructuras de prótesis parciales removibles (PPR):.....	83
1.1.7.5. Fabricación de implante dental.....	84
1.1.7.6. Fabricación de prótesis totales removibles:	84
1.1.7.7. Fabricación de guías quirúrgicas de implantes:	85
1.1.7.8. Fabricación de prótesis maxilofaciales	86
1.4.8. Ventajas de los sistemas CAD / CAM.....	87
1.4.9. Desventajas de la técnica CAD / CAM:.....	88
1.5. Proceso paso a paso en la fabricación de coronas de zirconia monolíticas con tecnología CAD/CAM	89
1.5.1. Toma de impresión. Tabla 5.	89
1.5.2. Modelos de trabajo	91
1.5.3. Alta de paciente en CAD.....	91
1.5.4. Escaneo	92
1.5.5. Diseño.....	92
1.5.6. Fresado con pre-sinterizado a campo seco	94
1.5.7. Rescate.....	95

1.5.8.	Sinterizado.....	97
1.5.9.	Ajuste y limpieza.....	99
1.5.10.	Maquillado y Caracterización.....	99
1.5.11.	Pulido y acabado.....	100
1.5.12.	Glaseado.....	101
1.6.	Metal-porcelana.....	102
1.6.1.	Breve reseña histórica.....	102
1.6.2.	Definición.....	103
1.6.3.	Mecanismos de unión.....	105
1.6.4.	Aleaciones utilizadas para fabricar restauraciones metal-porcelana	107
1.6.5.	Diseño de la cofia.....	110
1.6.6.	Grosor del metal.....	111
1.6.7.	Porcelana dental.....	112
1.6.8.	Composición básica de la porcelana dental.....	113
1.6.9.	Clasificación.....	114
1.1.9.1.	Clasificación de la porcelana según su temperatura de sinterización	114
1.1.9.2.	Clasificación de porcelanas según su composición	115

1.6.10. Criterios de desgaste dentario para restauración total anterior metal-porcelana. Tabla 8.....	121
1.6.11. Indicaciones.....	122
1.6.12. Ventajas.....	122
1.6.13. Desventajas.....	122
1.7. Proceso de fabricación de restauración unitaria metal porcelana	124
1.7.1. Limpieza.....	124
1.7.2. Oxidación.....	125
1.7.3. Porcelana opaca.....	126
1.7.4. Porcelana de cuerpo e incisal.....	127
1.7.5. Pulido y glaseado.....	129
1.8. Puntos de comparativos entre coronas unitarias anteriores entre metal-porcelana y zirconia. Tabla 9.	130
2. CONCLUSIÓN.....	132
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	133
4. JUSTIFICACIÓN.....	135
5. OBJETIVOS.....	138
6. MATERIALES Y MÉTODOS.....	140
7. VARIABLES DE ESTUDIO.....	142
8. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES.....	144
9. REFERENCIAS.....	146

10. ANEXOS	154
10.1. Glosario.....	154

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Línea del tiempo de la estética dental(Hanawa, 2020)(Blatz et al., 2019).	13
Figura 2. Extremo izquierdo) Maxilar y mandibular retenidos por resorte dentaduras postizas del presidente estadounidense George Washington, hechas de marfil de hipopótamo por el dentista John Greenwood. (Centro y Derecha) dos de los primeras dentaduras hechas para el presidente usando dientes humanos extraídos(Anusavice, 2013).....	15
Figura 3. Fases cristalinas ZrO_2 , a) monoclinica b) tetragonal c) cúbica(Andrade- Guel et al., 2019).....	28
Figura 4. Esquema de la transformación inducida por estrés de fase tetragonal a fase monoclinica, lo que genera resistencia a la extensión de microfisuras.(Hanawa, 2020).....	30
Figura 5. Generaciones de la zirconia (izquierda a derecha 1°generación, 2°generación, 3°generación)(Marcelo et al., 2020)	40
Figura 6. Fractura de cerámica de recubrimiento con núcleo de Y-TZP(Andrade- Guel et al., 2019).....	45
Figura 7. Consideraciones de desgaste en dientes anteriores.(Ivoclar Vivadent AG, 2017)	54
Figura 8. Discos de zirconia blancos para tecnología CAD CAM.(Abdulla, 2020)	65
Figura 9. Bloque de zirconia para tecnología CAD CAM(Ivoclar Vivadent AG, 2017).....	66
Figura 10. Indicaciones según casa comercial(Ivoclar Vivadent AG, 2017).....	67
Figura 11. CAD/CAM (casa comercial Cerec)(Abdulla, 2020).....	71
Figura 12. Sirona,3M Sistema Dental CAD/CAM(Susic I, Travar M, 2017).....	73
Figura 13. Dispositivo de procesamiento de fresado: (los dispositivos de fresado de 3 ejes incluyen X -Y -Z); (Los dispositivos de fresado de 4 ejes incluyen X, Y, Z y puente de tensión A); (Los dispositivos de fresado de 5 ejes incluyen X, Y, Z, puente de tensión A y eje de fresado B). (Abdulla, 2020).	77
Figura 14. Molienda a campo húmedo(Abdulla, 2020).....	78

Figura 15. a) El PPR se crea utilizando el software del sistema CAD CAM. b) Ajuste de la estructura sobre el modelo.(Abdulla, 2020).	83
Figura 16. Orden de trabajo en CAD.	91
Figura 17. Patrón de proyección de luz blanca por escáner óptico(Abdulla, 2020).	92
Figura 18. Escaneo de modelo de maxilar inferior y superior en CAD/CAM	93
Figura 19. Colocación de coronas dentro del disco antes de ser fresado. (Ivoclar Vivadent AG, 2017)	94
Figura 20. a) Colocación de disco en tambor de la fresadora, b) Disco de zirconia listo para ser fresado. Fuente: propia	95
Figura 21. Retiro de disco de la fresadora y rescate de la corona del disco. Fuente: propia	96
Figura 22. Rescate de las estructuras fresadas. Fuente: propia	96
Figura 23. Eliminación de cueles de zirconia. Fuente: propia.	96
Figura 24. Horno de sinterizado. Fuente propia.	97
Figura 25. Maquillado (Ivoclar Vivadent AG, 2017)	100
Figura 26. Coronas unitarias anteriores de zirconia monolítico. Fuente propia...	101
Figura 27. Capas de una restauración metal-porcelana. (Jr. Shillingburg, 2006)	104
Figura 28. Calibrado de cofia metálica (Jr. Shillingburg, 2006)	112
Figura 29. Porcelana feldespática, IPS Classic.(Ivoclar Vivadent AG, 2017)	117
Figura 30. Subestructura de metal que limpiarla , antes de meterla al horno para oxidación. (Rosenstiel, 2009)	124
Figura 31. Subestructura oxidada. (Rosenstiel, 2009)	125
Figura 32 A. Aplicación de la primera capa de opacador, B. Aplicación de una capa opaca adicional, C.Tras secarlo frente al horno, el polvo opaco debe tener una apariencia blanca mate uniforme. (Rosenstiel, 2009)	126
Figura 33. Aplicación de capas de porcelana.(Barcelo & Jorge Mario, 2008)	127
Figura 34. A. Evaluación de la porcelana opaca, B. Montaje de porcelana y glaseado. (Rosenstiel, 2009)	129

1.MARCO TEÓRICO

1.1. Evolución de la estética dental

1.1.1. Antecedentes históricos

La odontología estética no es una disciplina especial o área de la odontología por sí misma, pero con consideraciones funcionales y biológicas, representa uno de los objetivos del tratamiento dental, que abarcan todas las áreas de especialidad, desde preventivas y odontología restauradora a prostodoncia, ortodoncia, periodoncia, así como cirugía oral y maxilofacial(Blatz et al., 2019).

La búsqueda de mejorar la apariencia de la cara y los dientes se remonta a la historia antigua. En el siglo XVIII, impulsada por el trabajo del pionero Pierre Fauchard, la odontología se desarrolló como una disciplina médica separada, para facilitar el tratamiento especializado de lo funcional y estético de las deficiencias dentales.

Existe una amplia y fuerte evidencia científica de que la apariencia de la cara de una persona y dientes) tiene un profundo impacto en la percepción y el juicio de los demás. Estéticamente agradable los dientes se asocian con amabilidad, popularidad, inteligencia y alto estatus social. Uno de los mayores desafíos en este contexto es que cada persona es diferente y también lo es su sonrisa, necesidades estéticas y percepción de armonía y belleza. En consecuencia, el papel del clínico y del técnico dental tiene sus desafíos en la comprensión y realización de las visiones y necesidades estéticas del paciente(Blatz et al., 2019).

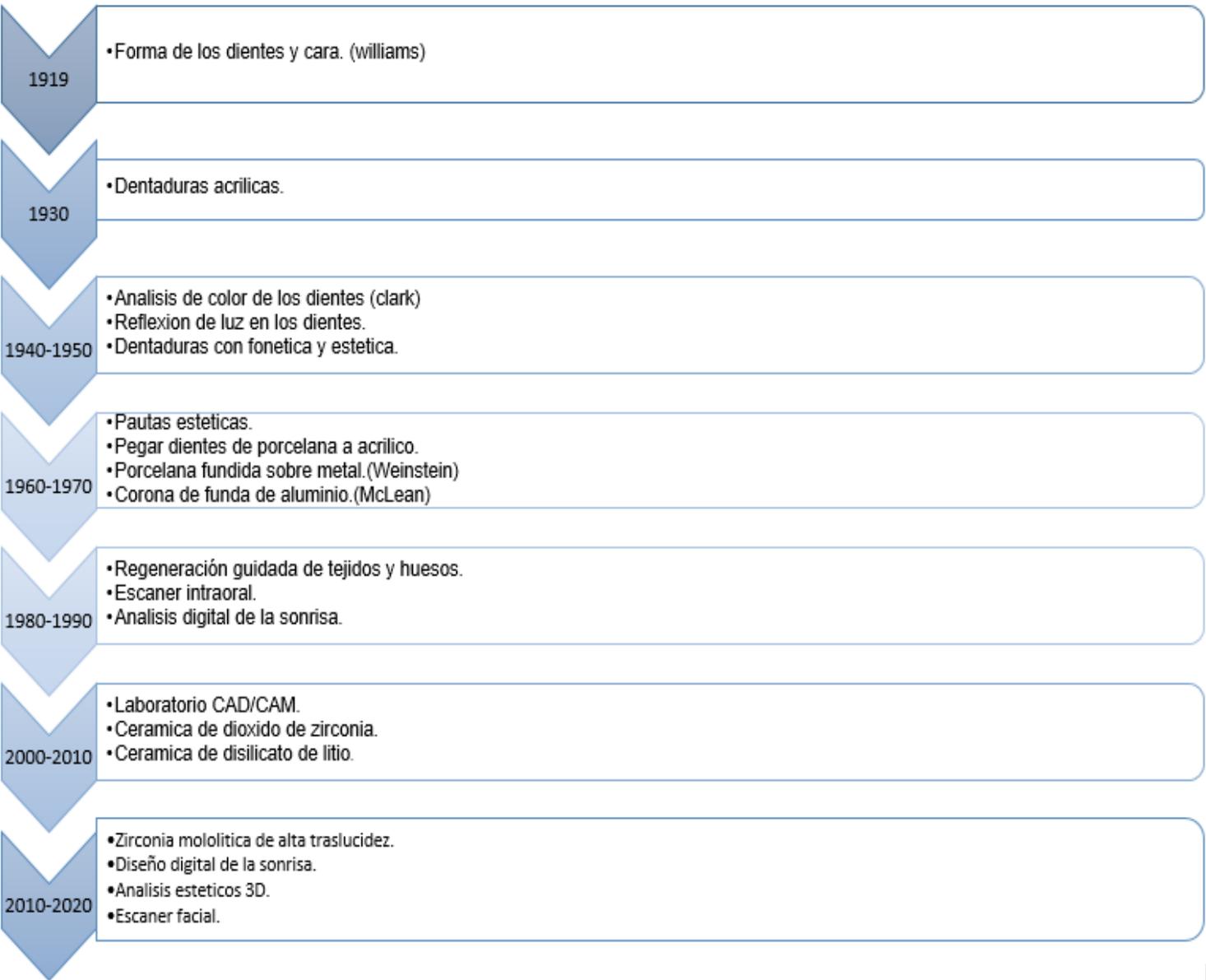


Figura 1. Línea del tiempo de la estética dental (Harawa, 2020) (Blatz et al., 2019).

1.2. Cerámica dental

1.2.1. Historia

Los seres humanos han utilizado herramientas similares a la cerámica desde el final de la Edad de Piedra antigua alrededor del año 10,000 a.C. para apoyar los estilos de vida y las necesidades de las civilizaciones de pescadores-cazadores-recolectores. Durante la Edad de Piedra Media (10.000 a 5500 a. C.) la cerámica era un material importante y ha conservado su importancia en las sociedades humanas desde entonces(Anusavice, 2013; Macchi, 2007).

Los artesanos de la Edad de Piedra tomaron rocas y les dieron forma de herramientas y artefactos mediante un proceso llamado descamación y tallado de pedernal, mediante el cual las astillas de piedra se podían fracturar y separar de las superficies de materiales duros, de grano fino o amorfos(Anusavice, 2013).

Los artesanos de la cultura Paleo-India, del 10 000 al 6000 a. C., fabricaron puntas de flecha, puntas de lanza y herramientas para descascarillar con una variedad de materiales de roca natural. Estas rocas contenían fases minerales como feldespatos, mica y cuarzo, que desde entonces se han utilizado en cerámica dental. Debido a que los minerales naturales no tienen el color de los dientes, las civilizaciones posteriores utilizaron una variedad de materiales para producir dientes simulados. Aproximadamente en el año 700 a.C., los etruscos fabricaron dientes artificiales de marfil y hueso, dientes humanos y dientes de animales (posiblemente bueyes) que se sujetaban con alambres de oro o bandas planas y remaches. A partir de entonces, durante muchos años se utilizaron huesos de animales y marfil de hipopótamos y elefantes(Anusavice, 2013).

Los dientes humanos que vendían los pobres y los dientes obtenidos de los muertos también se usaron durante siglos, pero los dentistas generalmente evitaron esta opción. Uno de los primeros juegos de dentaduras postizas hechas para el presidente de los Estados Unidos, George Washington, contenía dientes extraídos, pero más tarde su dentadura se hizo con marfil de hipopótamo. Figura 2 (Anusavice, 2013; Barcelo & Jorge Mario, 2008).

El primer material dental de porcelana fue patentado en 1789 por de Chemant, un dentista francés en colaboración con Duchateau, un farmacéutico francés. Este producto, una versión mejorada de los “dientes de pasta mineral” producidos en 1774 por Duchateau, fue introducido en Inglaterra poco después por de Chemant. Sin embargo, este compuesto horneado no se usó para producir dientes individuales, ya que no había una forma efectiva en ese momento de unir los dientes al material base de una dentadura (Anusavice, 2013).



Figura 2. Extremo izquierdo) Maxilar y mandibular retenidos por resorte dentaduras postizas del presidente estadounidense George Washington, hechas de marfil de hipopótamo por el dentista John Greenwood. (Centro y Derecha) dos de las primeras dentaduras hechas para el presidente usando dientes humanos extraídos (Anusavice, 2013)

En 1808, Fonzi, un dentista italiano, inventó un diente de porcelana “terrometálica” que se sujetaba con un alfiler o marco de platino. Planteau, un dentista francés, introdujo dientes de porcelana en los Estados Unidos en 1817, y Peale, un artista, desarrolló un proceso de horneado en Filadelfia para estos dientes en 1822. La producción comercial de estos dientes por parte de Stockton comenzó en 1825(Anusavice, 2013).

En Inglaterra, Ash desarrolló una versión mejorada del diente de porcelana en 1837. En Alemania, Pfaff en 1756 desarrolló una técnica para tomar impresiones de la boca utilizando yeso de París, pero no fue hasta 1839 que la invención del caucho vulcanizado permitió la dentadura postiza de porcelana para ser utilizado eficazmente en una base de dentadura postiza. En 1844, el sobrino de Stockton fundó la S.S. White Company, que participó activamente en el perfeccionamiento del diseño y la producción en masa de dientes protésicos de porcelana(Anusavice, 2013).

Charles Land introdujo una de las primeras coronas de cerámica en la odontología en 1903. Land, el abuelo del aviador Charles Lindbergh, publicó en Independent Practitioner en 1886 y 1887 una técnica para preparar la cavidad dental para una incrustación, haciendo una matriz de lámina de platino y Fabricación de una incrustación de cerámica utilizando porcelana feldespática de alta fusión. La temperatura de sinterización se determinó empíricamente según lo informado por Gilbert ("Notas sobre la porcelana dental", Facultad de Odontología de la Universidad de Harvard, 1906), quien describió la temperatura requerida para "fijar" la incrustación como una temperatura entre el punto de fusión del oro puro (1084°C) y la temperatura máxima recomendada para la mufla de porcelana (1370°C)(Anusavice, 2013).

Estas coronas exhibieron una excelente estética, pero la baja resistencia a la flexión de la porcelana resultó en una alta incidencia de fracturas. Desde la década de 1960, las porcelanas feldespáticas con unión química confiable se han utilizado en prótesis de metal-porcelana. Sin embargo, las porcelanas feldespáticas se han considerado demasiado débiles para usarse de manera confiable en la construcción de cerámica sin metal, dado a que su contracción de cocción da como resultado discrepancias significativas en el ajuste y la adaptación de los márgenes a menos que se realicen cocciones de corrección.(Barcelo & Jorge Mario, 2008)

Dos de los avances más importantes responsables del excelente rendimiento estético duradero y las probabilidades de supervivencia clínica de las restauraciones de metal-porcelana se describen en las patentes de Weinstein y Weinstein (1962) y Weinstein et al. (1962). Basándose en esta patente, las empresas alemanas Vita y Degussa desarrollaron el sistema de coronas Degudent.

La primera porcelana comercial fue desarrollada por VITA Zahnfabrik alrededor de 1963.

McLean y Hughes informaron una mejora significativa en la resistencia a la fractura de las coronas totalmente de porcelana en 1965, cuando introdujeron una cerámica de núcleo dental aluminoso que constaba de una matriz de vidrio que contenía entre 40% y 50% Al_2O_3 en peso. Debido a la translucidez inadecuada (apariencia opaca, blanca como la tiza) se requirió una carilla de porcelana feldespática para lograr una estética aceptable(Anusavice, 2013).

En 1992, Duceram LFC (porcelana de fusión baja) se comercializó como una cerámica de fusión ultrabaja con el tamaño extremadamente pequeño de partículas de cristal (400 a 500 nm) mejorando la opalescencia de la cerámica al reflejar los tonos de luz azul de la superficie y los tonos amarillos del interior de la cerámica(Anusavice, 2013).Se afirmó que estos materiales eran más amables con el esmalte dental opuesto, ya sea porque eran predominantemente un material en fase de vidrio o porque contenían partículas de cristal muy pequeñas.

1.2.2. Definición

Las cerámicas dentales consisten en vidrios de silicato, porcelanas, vitrocerámicas o sólidos altamente cristalinos. Exhiben propiedades químicas, mecánicas, físicas y térmicas que los distinguen de los metales, las resinas acrílicas y los compuestos a base de resina(Anusavice, 2013; Martínez Rus et al., 2017).

Los vidrios de silicato se diferencian de los vidrios sin silicato en que el silicio es el catión divalente central que se une a cuatro aniones de oxígeno relativamente grandes que se unen en orden aleatorio a otros tetraedros para formar cadenas de tipo polimérico $(SiO_2)_n$. En las cerámicas a base de sílice, cada átomo de oxígeno conecta invariablemente dos tetraedros (SiO_4) solo en las esquinas, y no se comparten los bordes ni las caras de los tetraedros(Anusavice, 2013).

Las propiedades de la cerámica se personalizan para aplicaciones dentales mediante el control preciso de los tipos y cantidades de los componentes utilizados en su producción. La cerámica es más resistente a la corrosión que los plásticos(Macchi, 2007).

La cerámica no reacciona fácilmente con la mayoría de los líquidos, gases y ácidos débiles. También se mantienen estables durante largos períodos de tiempo. Exhiben de buena a excelente resistencia y tenacidad a la fractura. Una de las cerámicas más fuertes y duros, el dióxido de zirconio, tiene una resistencia a la flexión similar a la del acero, pero su resistencia a la fractura es mucho menor que la del acero(Anusavice, 2013).

Sin embargo, los metales son más resistentes que la cerámica o los plásticos. Aunque las cerámicas son fuertes, resistentes a la temperatura y elásticas, estos materiales son quebradizos y pueden fracturarse sin previo aviso cuando se flexionan excesivamente o cuando se calientan y enfrían rápidamente (es decir, en condiciones de choque térmico).

La mayoría de las cerámicas dentales son compuestos de oxígeno con metales o semimetales (metaloides) que tienen algunas propiedades tanto de metales como de no metales, pero todos los productos cerámicos son de naturaleza no metálica(Macchi, 2007).

La mayoría de las cerámicas se caracterizan por su biocompatibilidad, potencial estético, naturaleza refractaria, alta dureza, tenacidad a la fractura de baja a moderada, excelente resistencia al desgaste, susceptibilidad a la fractura por tracción e inercia química. Para aplicaciones dentales, es deseable una cerámica con una dureza inferior a la del esmalte dental y una superficie fácilmente pulible para minimizar el daño por desgaste que la superficie cerámica puede producir en el esmalte. Sin embargo, una adecuada resistencia a la fractura es un requisito importante de cualquier cerámica dental. En este sentido, la tenacidad a la fractura es la más críticamente importante(Marcelo et al., 2020).

La susceptibilidad a la fractura por tracción es un inconveniente, particularmente cuando los defectos y la tensión por tracción coexisten en el mismo lugar dentro de una prótesis de cerámica. Sin embargo, la resistencia a la tracción de las cerámicas no es un parámetro útil para describir su resistencia a la fractura por varias razones. La resistencia no es una propiedad inherente de la cerámica porque varía con el tamaño de la muestra, la longitud de la muestra, la forma de la muestra, la velocidad de carga, los métodos de preparación de la superficie y el entorno. Por ejemplo, la resistencia de las cerámicas a base de sílice aumenta con una disminución del espesor de la muestra, un aumento de la tasa de tensión y una superficie más lisa. Tal variabilidad indica que la resistencia no es necesariamente una propiedad general ya que las condiciones de la superficie pueden alterar significativamente la resistencia media así como la dispersión de los valores experimentales. En comparación, la tenacidad a la fractura es una verdadera propiedad del material que es una medida de la resistencia a la propagación de grietas(Anusavice, 2013).

En general, se cree que las cerámicas dentales fallan principalmente debido a su fragilidad, que está inversamente relacionada con su ductilidad o porcentaje de elongación. En general, la razón principal de la fractura de las cerámicas es su incapacidad para suprimir el crecimiento de grietas al deformarse plásticamente en las áreas adyacentes a las puntas de las grietas que están sujetas a esfuerzos de tracción. Dado que no existe otra propiedad que exprese directamente la fragilidad, excepto quizás el recíproco del porcentaje de elongación, dos propiedades mecánicas de fractura pueden explicar mejor este comportamiento. La tenacidad a la fractura o la tenacidad a la fractura por deformación plana, que se designa como K_{Ic} , describe el factor de intensidad de la tensión crítica basado en un modo I (carga de tracción perpendicular al plano de fisura) que se abre bajo tensión de tracción. Para cerámicas dentales, K_{Ic} varía entre $0,75 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ para porcelana feldespática y $8 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ o más para zirconia estabilizada con itria o cerámica de alúmina-zirconia estabilizada con ceria. En comparación, los valores de K_{Ic} para esmalte, dentina y composites de resina son de 0,7 a 1,3, 3,1 y de 0,8 a $2,5 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$, respectivamente (Anusavice, 2013).

Las cerámicas dentales son estructuras inorgánicas no metálicas que contienen principalmente compuestos de oxígeno con uno o más elementos metálicos o semimetálicos (aluminio, boro, calcio, cerio, litio, magnesio, fósforo, potasio, silicio, sodio, titanio y zirconio) (Anusavice, 2013; Ventura, 2018), y procede etimológicamente del vocablo griego, de origen sánscrito, Keramos, que significa “tierra quemada”.

Las cerámicas dentales se transforman en formas protésicas y configuraciones a través de una variedad de procesos que incluyen la sinterización, fundición, prensado isostático en caliente, copiado y mecanizados CAD-CAM (Anusavice, 2013).

Durante las últimas décadas, el campo de la cerámica dental ha evolucionado rápidamente, tanto en las propiedades de los materiales como en las técnicas de fabricación.(Willard & Gabriel Chu, 2018)

1.2.3. Clasificación

La clasificación de las cerámicas dentales es un campo amplio debido a las grandes mejoras. Sin embargo, se pueden clasificar según temperatura de sinterización, método de confección y composición química.

1.1.3.1. De acuerdo a su temperatura de sinterización:

Se clasifican en:

- * Alta sinterización: por encima de 1300 °C.
- * Media sinterización: entre 1050 y 1300 °C.
- * Baja sinterización: entre 850 y 1050 °C.
- * Muy baja sinterización: por debajo de 850 °C(Anusavice, 2013; Macchi, 2007).

Cuando hablamos de sinterizado suele confundirse fácilmente con termino fusión, por este motivo, es necesario aclarar estos dos conceptos. La temperatura de fusión sólo se alcanza durante el proceso industrial de obtención de los polvos cerámicos. Por otra parte, el sinterizado es el procedimiento por el que dichos polvos, previamente compactados, sometidos a presión y alta temperatura (pero inferior a la de fusión) quedan unidos superficialmente. Es decir, para que los componentes de una cerámica se junten y formen un cuerpo denso, es necesario aumentar la temperatura(Anusavice, 2013; Barcelo & Jorge Mario, 2008; Macchi, 2007).

1.1.3.2. Clasificación de acuerdo a su técnica de confección

La clasificación de las cerámicas analizando exclusivamente la forma de su confección en el laboratorio es bastante útil y representativa. Siguiendo este criterio, los sistemas cerámicos se pueden clasificar en tres grupos:

* **Técnicas de condensación, sobre:**

- Hoja de platino.
- Cofia: porcelanas feldespáticas y aluminosas convencionales para recubrimiento estético y funcional.
- Modelo refractario.

* **Técnicas de sustitución a la cera perdida:**

- Colado.
- Inyección por presión.

* **Técnicas asistidas por ordenador**

Técnicas de condensación

En la confección mediante técnicas de condensación se agrupan todas aquellas porcelanas que requieren una condensación previa a la fase de cocción. La cerámica se prepara añadiendo agua destilada o líquido aglomerante al polvo, obteniéndose una masa plástica a temperatura ambiente. Esta pasta se modela hasta obtener la forma deseada y seguidamente se sinteriza en un horno.

Para conseguir un producto final con unas buenas propiedades mecánicas es importante condensar bien el material. Se pueden emplear tres procedimientos: vibración, espatulado o pincelado. La vibración consiste en aplicar la porcelana húmeda sobre el troquel y seguidamente vibrarla con suavidad para que las partículas se unan. Este método resulta muy útil para las incrustaciones. En el espatulado, la cerámica se empaqueta y se comprime hasta homogeneizar el material. La técnica de pincelado se basa en modelar la masa fluida mediante un pincel eliminando el sobrante de humedad con papel absorbente; es decir, las

partículas se van aglomerando por acción capilar. La condensación se puede realizar sobre una hoja de platino, sobre una cofia o sobre un modelo refractario(Macchi, 2007).

Técnicas de sustitución a la cera perdida

Están basados en el tradicional modelado de un patrón de cera que, posteriormente, se transforma, mediante colado o inyección, en una cofia interna o una restauración completa de cerámica; tal y como clásicamente se efectúa con el metal. Al contrario de lo que pudiera parecer, estos sistemas no son de invención reciente. A principios del siglo XX ya aparecían descritos diferentes procedimientos para colar porcelana. No obstante, ninguno obtuvo éxito debido a problemas de tipo técnico, ya que las porcelanas no fundían correctamente, los revestimientos eran poco resistentes, etc. En la actualidad, podemos distinguir dos grupos: colado (en este apartado se encuentran las vitrocerámicas, que son materiales caracterizados por ser inicialmente vidrios y tras un proceso de conversión, denominado desvitrificación, cristalización o ceramización, sufren un cambio estructural, mediante un tratamiento térmico, pasando a formar una estructura parcialmente cristalizada, es decir, una cerámica) e inyección por presión (se calienta la cerámica hasta alcanzar una consistencia fluida y se pasa hacia el interior de un cilindro mediante inyección por presión; este procedimiento aumenta la resistencia de la cerámica porque disminuye la microporosidad y proporciona una distribución más uniforme de los cristales en el seno de la matriz(Barcelo & Jorge Mario, 2008; Garcia, 2017).

Técnicas asistidas por ordenador

Las técnicas asistidas por ordenador, también llamadas CAD/CAM, son fruto de aplicación a la Odontología de modernas innovaciones tecnológicas. Desarrollándose en un principio para confeccionar incrustaciones pero en la actualidad se utilizan fundamentalmente para fabricar estructuras cerámicas aluminosas y zirconiosas(Anusavice, 2013).

1.1.3.3. Según su Composición química

Las cerámicas tienen por definición en su estructura final una fase cristalina; microscópicamente podemos distinguir zonas donde sus átomos se encuentran ordenados de forma periódica, constituyendo cristales. La estructura cristalina es opuesta al estado amorfo, típico de los vidrios, donde los átomos se disponen espacialmente al azar. La gran mayoría de las cerámicas dentales tienen una estructura mixta, porque poseen una fase cristalina y otra amorfa. Es decir, son materiales compuestos formados por una matriz vítrea (cuyos átomos están desordenados) en la que se encuentran inmersas partículas, más o menos grandes, de minerales cristalizados (cuyos átomos se encuentran dispuestos uniformemente)(Macchi, 2007).

Se clasifican en:

- Cerámicas feldespáticas: convencionales y de alta resistencia
- Cerámicas aluminosas: convencionales y de alta resistencia
- Cerámicas zirconiosas

Las cerámicas feldespáticas convencionales fueron las primeras porcelanas de uso dental contenían los tres elementos básicos de la cerámica: feldespato (15-30%), cuarzo (15-30%) y caolín (40-70%). El mayor inconveniente que presentaban estas restauraciones era que, debido a su alta cantidad de caolín, resultaban muy opacas. Por ello, la composición se modificó hasta convertirse en una matriz de feldespato (60-90%) en el que estaban dispersas partículas de cuarzo y, en mucha menor medida, caolín(Anusavice, 2013; Jr. Shillingburg, 2006).

Las cerámicas feldespáticas de alta resistencia tienen una composición muy similar a la anteriormente descrita, poseen un alto contenido de feldespatos, se caracterizan por incorporar determinados elementos que aumentan su resistencia mecánica (100-300 Mpa), su resistencia se debe a una dispersión de microcristales de leucita, repartidos de forma uniforme en la matriz vítrea (la leucita refuerza la

cerámica porque sus partículas, al enfriarse, sufren una reducción volumétrica porcentual mayor que el vidrio circundante; esta diferencia de volumen entre los cristales y la masa amorfa, genera unas tensiones residuales que son las responsables de contrarrestar la propagación de grietas).

Las cerámicas aluminosas convencionales se caracterizan por tener un contenido en alúmina entre el 20 y el 45%, proporción que les permite combinar unas buenas cualidades ópticas con una tenacidad razonable.

Las cerámicas aluminosas de alta resistencia se definen porque la alúmina está presente en su composición en un 60-99%. Al tener tal alto porcentaje, su microestructura es básicamente cristalina. Debido a ello poseen una elevada resistencia mecánica (300-700 Mpa)(Martínez Rus et al., 2017).

1.3. Dióxido de zirconia/zirconio

1.3.1. Historia

Los materiales cerámicos poseen características interesantes, que permiten su aplicación en diferentes áreas. Estas particularidades se desprenden de su morfología porosa, su posible biocompatibilidad y su elevada dureza, aspectos que surgen como consecuencia de su composición química y su estructura cristalina (Manziuc et al., 2019).

Existen diferentes tipos de materiales cerámicos a base de óxidos metálicos, como dióxido de titanio (TiO_2), dióxido de zinc (ZnO_2), dióxido de silicio (SiO_2), dióxido de zirconio (ZrO_2), entre otros

El dióxido de zirconio o zirconia (ZrO_2) lo aisló por primera vez el químico alemán Martin Heinrich Klaproth en el año 1789. La Zirconia fue descubierta originalmente como un mineral en 1892 (Hanawa, 2020).

El dióxido de zirconia se encuentra en la naturaleza en su fase monoclinica (densidad más baja) (Marcelo et al., 2020), la fase más estable a temperatura ambiente, existiendo otras dos fases cristalinas (tetragonal y cubica), que dependen de la temperatura para su transformación (Hanawa, 2020).

En 1975, ZrO_2 en su fase tetragonal mostro una alta resistencia a la ruptura transversal de 650 MPa en una prueba de flexión de cuatro puntos, mientras que el ZrO_2 monoclinico puro mostró una resistencia de 250 MPa.

En 1977, la zirconia policristalina tetragonal estabilizada con itria (Y-TZP), mostró la mayor resistencia mecánica de 690 MPa.

En 1985, Y-TZP se comercializó clínicamente como la cabeza de una articulación artificial de la cadera en Francia después de que se publicara el primer artículo sobre la aplicación de zirconia para la ciencia médica en 1969.

A principios de 1990, el dióxido de zirconia tetragonal policristalino parcialmente estabilizado con óxido de itrio (Y-TZP) fue introducido en la odontología como material básico para las restauraciones de cerámica y ha sido puesto a disposición a través de la tecnología CAD/CAM. (Marcelo et al., 2020).

Ya que Y-TZP tiene un color blanco estético y translucidez similar a los dientes humanos, mientras que el metal implantado en un tejido hace que el tejido blando se vea gris.(Hanawa, 2020)

Para 2006 se introducen implantes de zirconia (Hanawa, 2020), como alternativa a los implantes de titanio, por su alta biocompatibilidad en estudios in vitro e in vivo.(Sofi de Sousa Moreira et al., 2017)

En 2015, se introdujeron dos nuevos productos basados en la formulación de zirconia cúbica.(D. Ahmed et al., 2020)

1.3.2. Definición

Es un óxido cristalino blanco, que en su forma más natural es encontrado con una estructura cristalina monoclinica (mineral baddeleyita)(Wertz et al., 2021), la palabra zirconia proviene de la palabra árabe zargon (color dorado), que a su vez deriva de dos palabras persas: zar (oro) y gun (color).

El ZrO_2 , es considerado un material cerámico con importantes propiedades físicas (dureza elevada), químicas (capacidad de promover sitios ácidos en sus gporos) y térmicas (elevada resistencia a la conducción de calor).(Andrade-Guel et al., 2019)

1.3.3. Estructura cristalina de la zirconia

La zirconia es un material metaestable polimórfico (Prado et al., 2017), que puede estar presente en tres fases cristalinas, las cuales dependen de la temperatura de obtención. La fase monoclinica es estable termodinamicamente, desde temperatura ambiente hasta 1 170 °C esta fase se usa para producir recubrimientos abrasivos, pigmentos inorgánicos y componentes eléctricos. La fase tetragonal obtenida de 1 170 °C hasta 2 370 °C, se emplea como un material biocompatible, por lo que se emplea en la fabricación de piezas dentales y prótesis de cadera, debido a su elevada dureza y resistencia al desgaste. La fase cúbica se considera estable hasta su punto de fusión (2 650 °C) como se muestra en la Figura 3; esta fase posee una excelente conductividad iónica, es por tal motivo que, el material en esta fase, se puede utilizar como sensor de oxígeno (Andrade-Guel et al., 2019)(Pizzolatto & Borba, 2021), combustible de óxido sólido(Hanawa, 2020) y adsorbente de gases en cámaras de vacío.(Andrade-Guel et al., 2019).

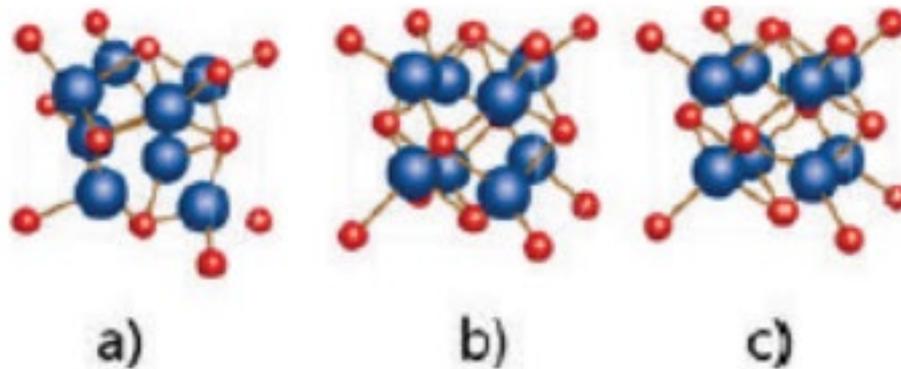


Figura 3. Fases cristalinas ZrO_2 , a) monoclinica b) tetragonal c) cúbica(Andrade-Guel et al., 2019)

1.3.4. Estabilización de la zirconia con itrio/ itria

El cambio que ocurre durante las fases de transformación de la zirconia es reversible, provocando diversas alteraciones en las dimensiones involucradas que pueden llegar a realizar grietas en el respectivo material.(Garcia-Villamar et al., 2017), cuando la zirconia sinterizada se enfría a temperatura ambiente, se forman grietas debido al aumento de volumen desde la fase tetragonal hasta la fase monoclinica; las cerámicas cristalinas tienen átomos dispuestos en cristales muy juntos con una alta densidad atómica; mientras que los vidrios tienen una densidad atómica menor, con variantes en concentraciones de ambas para combinar sus propiedades, por lo tanto, una grieta que se propaga a través de una cerámica cristalina tendrá que romper más enlaces atómicos por unidad de área que una grieta que viaja a través de la misma unidad de superficie de una cerámica de vidrio, además de la densidad atómica inferior del vidrio(Marcelo et al., 2020), lo que disminuye la resistencia mecánica de la zirconia. Fig. 4.(Hanawa, 2020). Además la microestructura de la cerámica va a determinar sus propiedades mecánicas y ópticas.(Marcelo et al., 2020)

Sin la adición de estabilizadores, la zirconia pura no presenta la estabilidad requerida para su uso en campos biomédicos(Prado et al., 2017).

Muchos investigadores han encontrado que pequeñas cantidades de calcia (CaO), magnesia (MgO), ceria (CeO₂) e itria (Y₂O₃) en una solución sólida de ZrO₂ pueden estabilizar la fase tetragonal o cúbica de ZrO₂ a temperatura ambiente, dependiendo de la cantidad de óxido agregado. La zirconia totalmente estabilizada (FSZ), que consiste solo en la fase cúbica, muestra la mayor conductividad iónica(Hanawa, 2020).

Por otro lado, la zirconia parcialmente estabilizada (PSZ) contiene la fase monoclinica, tetragonal además de la fase cúbica. La teoría clásica muestra que la energía de deformación del material circundante permite retener la estructura tetragonal o cúbica. La tensión superficial asociada con la disminución del tamaño de partícula del cristal restringe la transformación de la fase cúbica a la fase tetragonal y la siguiente fase monoclinica(Hanawa, 2020; Kontonasaki et al., 2020).

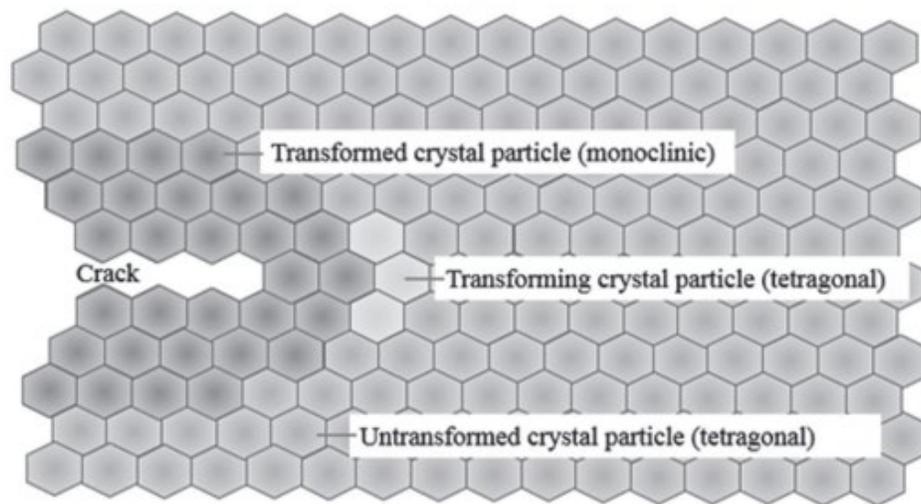


Figura 4. Esquema de la transformación inducida por estrés de fase tetragonal a fase monoclinica, lo que genera resistencia a la extensión de microfisuras.(Hanawa, 2020)

Para ello se emplearon distintos minerales para la estabilización de este, incluyendo itria (Y_2O_3) la cual presento aumento en la fuerza de flexión al refinar la densidad, el tamaño del grano y las condiciones de sinterización, y la resistencia a la fractura. En términos de fuerza de flexión, la itria (Y_2O_3) fue seleccionado como un óxido aditivo en zirconia y Y-TZP se convirtió en el material principal(Hanawa, 2020).

La fuerza de flexión aumentó al refinar la densidad, el tamaño del grano y las condiciones de sinterización, y la resistencia a la fractura fue mayor que la de alúmina (Al_2O_3), que se utilizó para la cabeza de las articulaciones artificiales de la cadera. En términos de fuerza de flexión, la itria (Y_2O_3) fue seleccionado como un óxido aditivo en zirconia y Y-TZP se convirtió en el material principal (Hanawa, 2020).

Además de su resistencia a la flexión de $>900\text{MPa}$, Y-TZP es menos probable que induzca hipersensibilidad alérgica. La Y-TZP clínica comprende casi el 100% de la fase tetragonal de ZrO_2 estabilizada por aproximadamente el 3 mol% de Y_2O_3 en una solución sólida de ZrO_2 (Hanawa, 2020).

1.3.5. Aplicaciones biomédicas de la zirconia

1.1.5.1. Reemplazos óseos

El ZrO_2 es considerado un excelente biomaterial cerámico, debido a que presenta buena estabilidad química, excelente estabilidad dimensional a diferentes temperaturas, resistencia a la tensión, similar a las aleaciones de acero inoxidable. Los materiales cerámicos de zirconia son compuestos químicamente inertes, por lo cual, no tienen reacciones adversas en el organismo humano (Andrade-Guel et al., 2019).

A partir del 2006, se han implantado más de 600,000 femorales, con este tipo de material, alrededor del mundo, en especial en Europa y Estados Unidos. Algunos estudios han demostrado que el ZrO_2 no presenta citotoxicidad en células osteoblásticas, ya que presentan una excelente viabilidad celular y una buena adhesión en la superficie de las células, lo que es factor importante en un material biocompatible (Andrade-Guel et al., 2019).

Los factores importantes en un material implantado son la afinidad con el medio y la interacción con las células involucradas, como osteoblastos, fibroblastos o células epiteliales. Se ha investigado la biocompatibilidad en estudios in vivo mediante la implantación de huesos y tejidos blandos de ZrO₂, estabilizado con Y₂O₃, en el fémur de un simio. El material implantado fue evaluado después de 9 meses, los resultados no revelaron signos de toxicidad, problemas inmunológicos, ni efectos carcinogénicos. En implantes dentales, el ZrO₂ es un buen candidato, que proporciona ventajas estéticas. Se ha estudiado la incorporación o modificación de la superficie del ZrO₂, proporcionando varias funciones favorables para aplicaciones biomédicas, que permiten obtener materiales como hidrogeles (ácido hialurónico) con ZrO₂ modificado. Este material se desarrolló para su aplicación en la regeneración ósea. Las pruebas in vitro demostraron que la modificación con este tipo de hidrogel promueve la proliferación de células, por lo que representan una alternativa eficaz para la formación de hueso. Se ha estudiado mediante la simulación de las condiciones de plasma humano, para observar la reactividad de un recubrimiento vidrio- cerámico (ZrO₂), para ello, el material se sumergió en una solución de plasma, y mediante un examen de morfología, se observó la existencia de formación de una capa superficial en el material durante su inmersión, lo cual se considera benéfico para funciones de implantes. Algunas investigaciones revelaron que la modificación de la superficie del ZrO₂ puede mejorar la estabilidad de un implante óseo(Andrade-Guel et al., 2019).

En una prueba in vivo, se realizó el reemplazó de un fémur a base de ZrO₂, mostrando una buena integración ósea. Estos implantes mostraron buenas propiedades mecánicas de tensión, desgaste, y en particular tienen una mayor resistencia a la fractura, comparados con implantes de TiO₂(Hanawa, 2020).

Otra opción para utilizar el ZrO₂ es combinarlo con hidroxiapatita, generando un sistema binario bioactivo, bioinerte, con buenas propiedades mecánicas y alta resistencia al desgaste. La técnica de co-precipitación es ideal para sintetizar este compuesto, ya que se tiene una dispersión homogénea y permite el control de la descomposición de la hidroxiapatita. Por lo que resulta un material interesante para aplicaciones de implantes, como prótesis de hueso, principalmente(Andrade-Guel et al., 2019).

1.1.5.2. Prótesis dentales

Las implantes dentales a base de ZrO₂, tienen un efecto favorable sobre los tejidos blandos; estudios in vitro revelaron que el implante en diente presenta buena resistencia a la fractura. La capacidad de transmitir luz y su color marfil, similar al de los dientes, hacen al ZrO₂ un excelente material para restauraciones estéticas de cavidades orales, dado que muestran una alta biocompatibilidad, elevados valores de flexión y resistencia al desgaste. En estudios in vivo, la proliferación celular y síntesis total de proteínas en osteoblastos, fueron similares a los observados con ZrO₂, lo que revela una buena biocompatibilidad. Debido a esto, también se puede preparar como una suspensión coloidal para recubrir superficies de implantes de TiO₂. Estudios recientes han demostrado que al recubrir los implantes con ZrO₂, dopados con cobre (Cu) y plata (Ag)(Andrade-Guel et al., 2019), se disminuyen las probabilidades de una adhesión bacteriana, que conduzca a un proceso inflamatorio del tejido y rechazo del implante(Hanawa, 2020).

En implantes dentales, la saliva juega un papel importante en las propiedades del material, ya que contiene proteínas que al estar en contacto con el material puede afectar las características físico- químicas de la superficie. Se ha probado que la adhesión bacteriana se reduce al recubrir el material de TiO₂ con ZrO₂, en este caso, los ensayos bacterianos se realizaron con dos tipos de bacterias *Streptococcus mitis* y *Prevotella nigrescens*(Andrade-Guel y cols., 2019)

1.1.5.3. Liberación de fármacos

Los sistemas de liberación de fármacos surgen como consecuencia de la imposibilidad de trasladar, de forma directa, principios activos al organismo. Estos están formados por un principio activo y un sistema transportador, que puede dirigir la liberación de un fármaco al sitio adecuado y en la cantidad conveniente. Nanopartículas de ZrO₂, con una estructura mesoporosa, han demostrado ser vehículos eficaces para medicamentos contra el cáncer, por ejemplo, la doxorubicina, que transita en los espacios vacíos del interior de los poros, quedando las nanopartículas ZrO₂ totalmente cargadas con el fármaco (Feng y col., 2017).

La liberación del principio activo depende a su vez del pH, que puede ser ajustado por el ZrO₂, cuando se trata de un sistema de óxidos mixtos, como el sistema SiO₂-ZrO₂. Este sistema se ha probado para la liberación de fosfonatos, que tiene un uso en la medicina para tratar desórdenes asociados a la formación de huesos y metabolismo del calcio Además de sistemas cerámicos, se ha tratado de añadir un compuesto orgánico a un cerámico, tal es el caso del ZrO₂ y el polímero policaprolactona, mediante la técnica de sol- gel, que permite preparar nanocompuestos, donde las interacciones entre los ácidos carboxílicos del polímero y los grupos hidroxilo de la matriz inorgánica se dan mediante puentes de hidrógeno.

Existen diferentes patentes sobre técnicas de fabricación de materiales cerámicos a base de ZrO_2 , que pueden ser utilizados para la liberación de fármacos. (Andrade-Guel y cols., 2019)

1.3.6. Zirconia monolítica traslucida

1.1.6.1. Métodos sugeridos para aumentar la translucidez de la zirconia

Uno de los métodos para aumentar la translucidez de la zirconia consistía en disminuir el contenido de alúmina por debajo del 0,05%, lo que no influía significativamente en las propiedades mecánicas del material. Sin embargo, con este proceso no se ha generado un aumento importante de la translucidez. Otro enfoque para mejorar la translucidez de la zirconia fue aumentar el contenido de óxido de lantano a 0,2% mol. El tamaño del grano y las temperaturas de sinterización también influyen en la translucidez de la zirconia. El tamaño y la forma del grano se asocian con un retraso en la degradación a baja temperatura causado por la inhibición de la transformación de la fase tetragonal a la fase monoclinica, con consecuencias sobre la translucidez y las propiedades mecánicas. (Manziuc et al., 2019)

Debido a su naturaleza birrefringente, la zirconia tetragonal tiene una alta opacidad. El índice de refracción es anisotrópico en diferentes direcciones cristalográficas, lo que induce fenómenos de reflexión y refracción en los límites de grano y reduce la transmisión de luz (Manziuc et al., 2019).

Por lo tanto, un nuevo enfoque para aumentar la translucidez de la zirconia fue desarrollar un material de zirconia cúbica isotrópica, que disminuye la dispersión de la luz de los límites de grano birrefringentes. Esto se logró mediante el uso de un mayor porcentaje de itria para estabilizar la composición de zirconia, lo que resultó en una fase de zirconia cristalina cúbica del 10 al 15 % interpuesta con la fase tetragonal.(Manziuc et al., 2019)

La zirconia translúcida es definitivamente más translúcida que la zirconia convencional, debido al tamaño reducido del grano y al aumento de la densidad del material. Una cerámica policristalina opaca se puede convertir en translúcida al reducir los tamaños de grano a escalas submicrónicas o nanométricas. Para disminuir la dispersión de la luz y, por lo tanto, ganar translucidez, el tamaño de grano de la zirconia translúcida debe ser menor que la longitud de onda visible, que está en el rango de 400-700 nm. La translucidez aumenta al mantener un tamaño de grano de zirconio pequeño, idealmente por debajo de 100 nm, y al eliminar defectos tales como partículas de oxígeno y poros. Sin embargo, los tamaños de grano extremadamente pequeños (en el rango de 200 nm) pueden afectar el mecanismo de endurecimiento por transformación de la zirconia. Esto produciría una disminución de la fuerza y la resistencia a la fractura de la zirconia translúcida.(Manziuc et al., 2019)

Para aumentar la translucidez de la zirconia, los poros residuales y las impurezas tuvieron que reducirse porque representan volúmenes con diferencias en el índice de refracción que condujo a la dispersión óptica en la superficie de la zirconia, lo que resultó en una reducción de la translucidez. Los poros y la densidad de los poros tienen una gran influencia en la dispersión de la luz en las cerámicas de zirconio, principalmente cuando su tamaño es comparable con las longitudes de onda de la luz visible (400-700 nm). Debido al tamaño de poro típico (en el rango de 200 a 400 nm) y la densidad de poro (0,05 %), la cerámica de óxido de circonio convencional tiene una apariencia de translucidez deficiente. La zirconia translúcida muestra una porosidad mínima de tamaño nanométrico.(Manziuc et al., 2019)

1.3.7. Generaciones de zirconia

1.1.7.1. Zirconia primera generación

La zirconia de primera generación tiene propiedades mecánicas excepcionales y se ha considerado un material prometedor para producir coronas unitarias de cerámica sin metal y dentaduras parciales fijas. La mayor limitación es su opacidad, causada principalmente por el hecho de que sus granos son birrefringentes y la luz se dispersa en los límites de los granos (Pizzolatto & Borba, 2021).

Estaba inicialmente indicada para prótesis dentales fijas combinadas con una carilla más estética de porcelana feldespática o vitrocerámica. Sin embargo, se informaron altas tasas de astillado para estas prótesis de zirconia multicapa, especialmente en lo que respecta a la carilla débil (Øilo et al., 2019; Pizzolatto & Borba, 2021).

1.1.7.2. Zirconia de segunda generación (3Y-TZP)

Surge la necesidad de utilizar un material más compacto con la suficiente resistencia para evitar los fallos por fractura de las cerámicas de cobertura, en consecuencia se inicia experimentando con los bloques de cerámica monolíticas. Aquí, es donde se inicia la búsqueda de un material con mejores propiedades ópticas, descubriendo que, al disminuir el contenido de Al_2O_3 , aumentaba la translucidez del dióxido de zirconio (de $\approx 0.25\%$ a $\approx 0.05\%$), denominándola zirconia de segunda generación (3Y-TZP); donde se mantenía la estructura cristalográfica tetragonal de la cerámica, y las propiedades mecánicas entre una y otra generación, no tenían diferencia estadísticamente significativa. (Marcelo et al., 2020)

Con las ventajas mecánicas logradas, empezó la preocupación por la estética, ya que la zirconia seguía siendo opaca y totalmente refractaria; es así, que el proceso de translucidez empezó a tener relevancia. Para tal efecto se empezó con la zirconia de primera generación, descubriendo que al aumentar la temperatura (>1600°C) y el tiempo de sinterización se lograba cierta translucidez del material, pero resultantes negativas con respecto a la resistencia y a la estabilidad a largo plazo. Es así, que se llevó a cabo una modificación a nivel molecular (3Y-TZP) conocida como zirconia de segunda generación, donde el número y el tamaño de los granos de óxido de aluminio (Al₂O₃) se redujeron y reubicaron en la matriz de zirconia, esto significó una mayor transmisión de luz con una estabilidad a largo plazo consistentemente buena y alta resistencia. (Marcelo et al., 2020)

El policristal de zirconio tetragonal estabilizado con itria al 3% en moles (3Y-TZP) tiene propiedades mecánicas excepcionales y se ha considerado un material prometedor para producir coronas unitarias de cerámica sin metal y prótesis parcial fija. La mayor limitación es su opacidad, provocada principalmente por el hecho de que sus granos son birrefringentes y la luz se dispersa en los límites de grano. Estas modificaciones permitieron producir prótesis posteriores monolítica (Pizzolatto & Borba, 2021)

1.1.7.3. Zirconia de tercera generación (5Y-TZP)

Buscando aún una mayor estética, se desarrolló la tercera generación de cerámicas a base de zirconia. Para esta generación, el contenido de fase cúbica del material se incrementó agregando una mayor cantidad de óxidos estabilizantes para producir zirconia parcialmente estabilizadas con 4 y 5% en moles de itria. Fig.5.

Los cristales cúbicos tienen mayor volumen que los tetragonales, ocasionando que la luz se disperse con menos fuerza en los límites del grano y las porosidades residuales, lo que hace que el material sea más translúcido; además, las estructuras de cristal cúbico son más isotrópicas, haciendo que la luz incidente se emita de manera más uniforme en todas las direcciones espaciales(Pizzolatto & Borba, 2021).

Esta propiedad también tiene una influencia significativa en la translucidez(Marcelo et al., 2020) Aunque se mejoró la translucidez del material, la resistencia y la tenacidad a la fractura se vieron comprometidas, ya que los granos cúbicos no son capaces de experimentar una transformación de fase bajo tensión(Pizzolatto & Borba, 2021).

Entonces, el aumento en el contenido de óxido de itrio (5Y-TZP), donde se agrega una fase cúbica a la tetragonal metaestable mejora la translucidez de la zirconia; sin embargo, la reducción de la fase tetragonal causa una disminución en la transformación molecular normal afectando negativamente las propiedades mecánicas, esto a consecuencia de lo que ocurre con las partículas de Al_2O_3 que normalmente aumentan dichas propiedades de la zirconia, pero al reducirse considerablemente en relación con la segunda generación, conduce a una disminución en la resistencia del material, existe literatura controversial con este punto, ya que investigadores mencionan que esta disminución no debería afectar su utilización, ya que resultados muestran que con zirconia de tercera generación los valores de resistencia a la fractura aún son superiores a los valores máximos encontrados en la región posterior ($\approx 900N$). (Marcelo et al., 2020)

Debido a la evidente disminución de la resistencia mecánica del material, la cual era la mayor ventaja del dióxido de zirconia, se decide seguir realizando alteraciones en su composición química hasta mejorar el balance entre la estética y mecánica, naciendo de esta manera, la zirconia de cuarta generación (4Y-TZP).

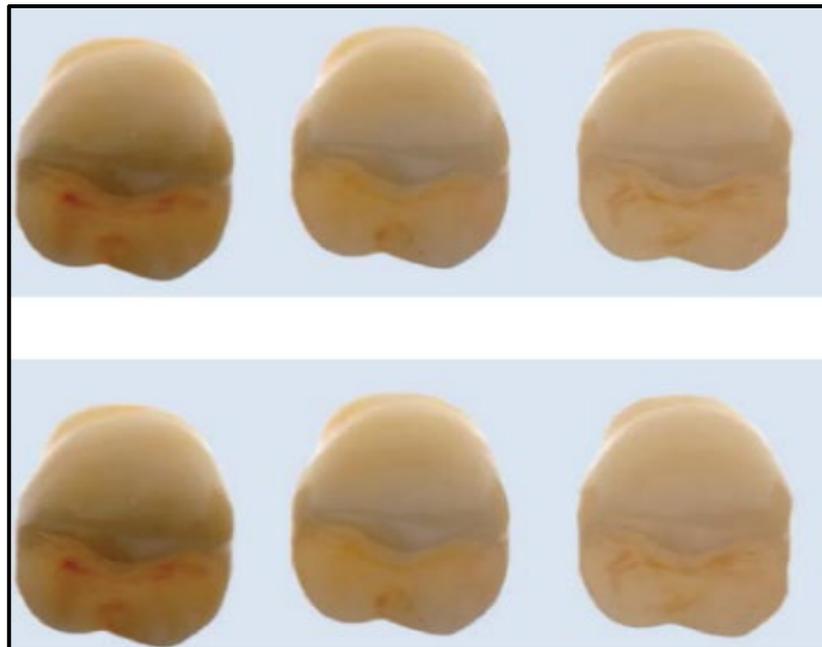


Figura 5. Generaciones de la zirconia (izquierda a derecha 1ª generación, 2ª generación, 3ª generación)(Marcelo et al., 2020)

1.1.7.4. Zirconia de cuarta generación (4Y-TZP)

Actualmente, disponible una zirconia multicromática de cuarta generación con gradientes de color y translucidez(Pizzolatto & Borba, 2021), Se trató de disminuir el Al_2O_3 de 10% a 6% y aumentar el Zr_2O de 90% a 92%, traducándose en el aumento de la fase tetragonal y disminución de la cúbica (75% y 25% respectivamente)(Marcelo et al., 2020).

Este material presenta una mejora en sus propiedades mecánicas, pero sigue manteniendo las indicaciones de coronas unitarias y monolíticas preferentemente. (Marcelo et al., 2020)

Sin embargo, todas las cerámicas a base de zirconia se consideran materiales semitranslúcidos, (Pizzolatto & Borba, 2021)

1.3.8. Variantes de la zirconia dental

1.1.8.1. Zirconia monolítica

Desde que se introdujo la zirconia, ha sido testigo de mejoras continuas. Un problema común de la cerámica colocada en capas sobre una cofia es la alta tasa de chipping. El riesgo de fractura de la cerámica se redujo mediante la introducción de restauraciones monolíticas de zirconia. Se afirma que las restauraciones monolíticas de zirconia requieren menos reducción de la estructura del diente en comparación con la cerámica sobre metal (Manziuc et al., 2019), permitiendo una preparación más conservadora y reduciendo el riesgo de lesiones pulpares y de traumatismos (Prado et al., 2017).

La resistencia a la flexión y la tenacidad a la fractura de la zirconia monolítica reducen el potencial de astillado (chipping) y fractura, con una incidencia del 15,7% es la complicación más común tanto para las prótesis soportadas por dientes como por implantes (Chatzistavrianou et al., 2017), además la aplicabilidad en pacientes con hábitos parafuncionales como bruxismo o en casos con espacio interoclusal limitado (Asli et al., 2019).

La resistencia a la fractura de las restauraciones de zirconia monolítica es considerablemente mayor que la de los núcleos de zirconio recubiertos y las cerámicas de vidrio, pero un espesor mínimo de 0,5 mm es esencial para obtener propiedades mecánicas óptimas. Las restauraciones de zirconia monolítica muestran menos desgaste del diente antagonista en comparación con los núcleos de zirconio y las cerámicas de vidrio tradicionales, independientemente de si están pulidos o vidriados. (Chatzistavrianou et al., 2017)

Los fabricantes dentales intentaron satisfacer el interés por las cerámicas de zirconia monolíticas de mayor estética mediante la creación de formulaciones únicas de este material restaurador. Como resultado, se han desarrollado nuevas variantes translúcidas de zirconia con propiedades ópticas mejoradas.(Manziuc et al., 2019).

La capacidad de la luz para pasar a través de la estructura completa de zirconia está relacionada con varios factores: densidad de partículas, grano y estructura cristalina(Carrabba et al., 2017)

La translucidez se considera uno de los factores más importantes para hacer coincidir la apariencia de los dientes naturales con los materiales restauradores y se ha definido como la cantidad relativa de transmisión de luz.(Chatzistavrianou et al., 2017)

Los discos de zirconia translúcida proporcionan una alta gama de colores, lo que reduce la necesidad de tintes superficiales. Los discos de zirconio translúcido se han desarrollado más allá de simplemente lograr una translucidez y un color óptimo que coincidan con la guía de colores VITA Classical. Recientemente, se han desarrollado discos de zirconia precoloreados, multicapa y altamente translúcidos, para imitar el gradiente de color y translucidez a lo largo de la corona dental desde la porción incisal hasta la cervical, así como entre las capas de dentina y esmalte.

Para las restauraciones cerámicas completas, es importante tener en cuenta también el color del diente a restaurar; en el caso de una condición discrómica, el material debe enmascarar el sustrato oscuro. En este sentido, los dientes sin decoloración se restauran mejor con una zirconia más translúcida, mientras que los dientes dicromáticos necesitarían una restauración cerámica de zirconia más opaca(Pizzolatto & Borba, 2021).

La zirconia de alta translucidez está indicada para restauraciones delgadas y limitadas como carillas laminadas y coronas parciales. Este material puede ser apropiado para reemplazar el esmalte, sin un aumento innecesario del volumen dentario. Sin embargo, debe evitarse demasiada translucidez porque la restauración puede parecer grisácea(Chatzistavrianou et al., 2017).

La zirconia de translucidez media está indicada para el reemplazo de dentina, pero no se recomienda para el reemplazo de esmalte, y el proceso de recubrimiento será necesario para obtener un buen resultado estético. La zirconia de baja translucidez podría estar indicada como material de núcleo para el reemplazo de dentina. La zirconia de alta opacidad puede estar indicada para enmascarar el pilar subyacente, como dientes descoloridos, pilares metálicos o aditamentos metálicos(Manziuc et al., 2019).

Debido a su translucidez, el aspecto estético de la restauración de zirconia translúcida puede verse afectado por el fondo discrómico. Pero el color final de una restauración translúcida también se ve afectado por el cemento de cementación. Sin embargo, el grosor de la restauración de zirconia translúcida y el tono del cemento tienen un efecto obvio sobre el color final. (Manziuc et al., 2019)

Cabe señalar que la superficie rugosa que queda después del pulido puede resultar en acumulación de placa, gingivitis y desgaste de los dientes antagonistas y puede conducir al fracaso de la restauración. Para minimizar estas complicaciones, las superficies de cerámica deben alisarse tanto como sea posible seguido de glaseado o pulido.(Asli et al., 2019)

1.1.8.2. Núcleo de zirconia con porcelana de recubrimiento (zirconia bicapa)

Las prótesis fijas de metal-porcelana, son restauraciones usadas en la odontología durante décadas y que a lo largo del tiempo han sido reconocidas por su predictibilidad y por ser una solución clínica confiable. Sin embargo, durante los últimos años la demanda de tratamientos estéticos en la odontología, ha llevado al desarrollo de materiales cerámicos como alternativas a las prótesis fijas de metal-porcelana.(Velastegui et al., 2019)

Debido a su opacidad, la zirconia tenía como principal indicación los revestimientos, que se estratifican aún más con la porcelana translúcida. En comparación con la cofia de las restauraciones de cerámica sobre metal, el núcleo de zirconia es blanquecino; la capa de cerámica puede ser más translúcida, lo que permite que el núcleo de zirconia se vea a través de ella. (Manziuc et al., 2019).

Fractura de núcleo

A pesar de que el zirconia como núcleo, recubierto de porcelana feldespática, mantiene buenas propiedades mecánicas, se han informado varios fracasos asociados al desprendimiento(Andrade-Guel et al., 2019).

Las propiedades mecánicas del zirconio, han permitido su uso en prótesis fijas posteriores y a la vez una reducción en el grosor del núcleo.

La resistencia a la fractura de las cerámicas, se puede representar por la resistencia y dureza/tenacidad a la fractura. Para núcleos de zirconia, los valores de tenacidad o fuerza a la fractura se encuentran entre los 5,5-7,4 Mpa.m^{1/2}, valores mucho mayores a los de otras cerámicas usadas para núcleos. Debido a la superior resistencia a la fractura del zirconio, la fractura de sus núcleos es poco frecuente. Las causas de las fracturas no son por el material en sí, sino por trauma o hábitos parafuncionales.(Velastegui et al., 2019)

Fractura recubrimiento porcelana

Entre las principales causas de fracaso de las restauraciones con núcleo de zirconia está el desprendimiento de los laminados cerámicos, chipping, fractura o agrietamiento de la cerámica de recubrimiento.(Manziuc et al., 2019) Fig.6.



Figura 6. Fractura de cerámica de recubrimiento con núcleo de Y-TZP(Andrade-Guel et al., 2019).

El agrietamiento se puede definir como una falla típica de las cargas de contacto, normalmente producida cuando una grieta por cargas de contacto se desvía debido a la presencia de una superficie libre cercana. La fractura de laminados cerámicos puede separarse en dos grupos, fractura del laminado en sí o la fractura originada desde la interfase del núcleo hasta la carilla(Felberg et al., 2019; Manziuc et al., 2019).

La mayoría de las cerámicas dentales de recubrimiento tienen una baja resistencia a la fractura, que es por lo menos ocho veces menor que las de zirconia, principalmente dada por su composición vítrea(Velastegui et al., 2019).

El desprendimiento podría clasificarse de acuerdo con Heintze y Rousson en 3 grados, siendo los grados 1 y 2 los más comunes.

- **Grado 1:** agrietamiento en una pequeña superficie. Podría solucionarse solamente con pulido de la restauración.

- **Grado 2:** agrietamiento en superficie moderada. Podría repararse mediante sistema de resina compuesta.

- **Grado 3:** agrietamiento en amplia superficie, exponiendo núcleo de zirconia. Se debe reemplazar la restauración.

De acuerdo con Konstantinos y Agustín-Panadero, las fracturas de las restauraciones pueden dividirse en dos tipos:

- **Cohesivas:** correspondientes al desprendimiento que se da cuando la fractura ocurre en la carilla de porcelana sin afectar al núcleo de zirconia.

- **Adhesivas:** cuando la fractura se da en la interfase entre el núcleo y recubrimiento (Velastegui et al., 2019).

1.3.9. Propiedades específicas de la zirconia

La cerámica policristalina de zirconia tetragonal estabilizada con itria (Y-TZP) se introdujo en odontología en 1998 como un material que se procesa mediante técnicas CAD / CAM.(Wertz et al., 2021) y se ha convertido en un material cerámico importante en odontología durante las últimas dos décadas(Hanawa, 2020), Hoy en día es uno de los materiales más utilizados en odontología restauradora en el mundo, y la búsqueda de materiales más estéticos, libres de metal está creciendo. La mayoría de las cerámicas dentales constan de una parte amorfa y cristales.

La cantidad y el tamaño de los cristales determinan las propiedades mecánicas. La parte amorfa consiste predominantemente en SiO₂ (vidrio), que le da a la cerámica un aspecto estéticamente agradable y de apariencia natural (translucidez)(Borges et al., 2019).

Los pacientes tienden a optar por restauraciones libres de metales, prefiriendo materiales con propiedades similares a los dientes naturales y características similares de dispersión de la luz, logrando buenos resultados estéticos. Las cerámicas policristalinas, en las que destaca la zirconia, son cerámicas que no tienen componentes vítreos, con una estructura densa y cohesiva que son muy difíciles de romper y fracturar.(Inês et al., 2021), debido a su excelente resistencia mecánica (resistencia a la flexión entre 750 y 1300 MPa)Tabla 1, presentando baja conductividad térmica obteniendo ausencia de sensibilidad a los cambios térmicos (a diferencia de los metales).(Garcia-Villamar et al., 2017)(Wertz et al., 2021), resistencia a la corrosión, alta tenacidad a la fractura de 6 a 8MPa, por lo tanto, se cree que Y-TZP es un material de alta tenacidad a la fractura y se denomina "metal blanco"(Hanawa, 2020), químicamente no reactiva, por lo que tiene una alta biocompatibilidad(Wertz et al., 2021) y baja afinidad a la retención de placa dental(Hanawa, 2020; Sofi de Sousa Moreira et al., 2017)

La zirconia bicapa tiene desventajas como el astillado del revestimiento, el recubrimiento también aumenta el riesgo de desgaste de los dientes antagonistas. Para superar estas complicaciones, se introdujo y popularizó la zirconia monolítica(Asli et al., 2019) de Y-TZP como una alternativa restauradora en odontología protésica ya que permite una reducción sustancial del espesor de la cerámica, lo que significa una mayor preservación de la estructura dental.

Se han observado en diferentes estudios que estructuras de zirconia de 0.5mm son capaces de soportar elevadas tensiones, incluso algunas estructuras de 0,2mm fueron capaces de soportar fuerzas por encima de las masticatorias, aunque en otros estudios se concluía que son necesarios al menos 0,6mm para que puedan resistir las fuerzas masticatorias; este punto a evaluar sobre la resistencia a la fractura y/o flexión de material es concluyente para afirmar que las restauraciones a base de zirconia son las que mejor pronóstico van a presentar a lo largo del tiempo en cuestiones mecánicas por su composición estructural, y aunque se le han ido agregando otros componentes para optimizar la parte estética, aún se puede observar que son recomendables por su resistencia que es mayor a las fuerzas masticatorias promedio.(Marcelo et al., 2020)

En favor de la zirconia, en su estudio se observaron el motivo de que las zirconias monolíticas, causan menos desgaste al antagonista es por su resistencia al micro desprendimiento de partículas durante la fricción, lo que no ocurre con cerámicas menos resistentes, que ante la constante fricción sufre astillamientos superficiales microscópicos, que son los causantes del desgaste del esmalte dental, entonces el desgaste a la fricción no tiene nada que ver con la resistencia mecánica del material como se creía anteriormente(Marcelo et al., 2020)

Tipo de cerámica	Referencia	Resistencia flexural(MPa)
Zirconio maquinado:	IPS e.max® ZirCAD	
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Zirconio translucido 	MT multi	850MPa
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Tetragonal 	MO	1150MPa
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Translucido 	MT	850 MPa
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Tetragonal 	LT	1200 Mpa
Oxido de zirconio translucido	Lava plus zirconia	1200 MPa
Oxido de zirconio translucido	VITA YZ T/VITA YZ HT	1200 MPa
Oxido de zirconio tetragonal	Cercon ht	1200 MPa
Zirconio translucido	Cercon xt	750 MPa
Zirconio translucido	NobelProcera	1100Mpa

Tabla1. Resistencia flexural en diferentes marcas comerciales de zirconia (Camacho, 2021).

1.3.10. Estabilidad química y reactividad

La zirconia se clasifica como una cerámica inerte, según todos los libros de texto de biomateriales. Por lo tanto, para mejorar la fuerza de adhesión a los reactivos de unión, las superficies de Y-TZP se tratan mediante una modificación superficial mecánica seguida de un tratamiento superficial químico.(Hanawa, 2020)

Las modificaciones superficiales mecánicas comúnmente utilizadas incluyen el pulido con chorro de arena Al_2O_3 o el recubrimiento triboquímico de sílice. Luego, la superficie se limpia con alcohol y agua, y luego se seca. Posteriormente, el tratamiento químico de la superficie se realiza mediante la aplicación de un tratamiento de imprimación, que incluye 10-metacrilóiloxidecil dihidrógeno fosfato (MDP).(Hanawa, 2020)

Los grupos fosfato de MDP interactúan con los grupos hidroxilo en la superficie de zirconia mediante enlaces de hidrógeno. El problema con este tratamiento es que puede disminuir la durabilidad de la zirconia al crear microfisuras o inducir una transformación de fase en la superficie Y-TZP.(Hanawa, 2020)

Los óxidos metálicos, incluido el ZrO_2 , forman grupos hidroxilo sobre sí mismos debido a una reacción con la humedad del aire. Estos grupos hidroxilo se disocian en soluciones acuosas, como fluidos corporales, para formar cargas eléctricas. Estas cargas dependen del pH de la solución circundante y se equilibran entre positivas y negativas a un determinado pH. Este pH se define como el punto de carga cero (PZC), que es un valor único en función de cada óxido y un indicador de la propiedad ácida o básica de la superficie. Para ZrO_2 , PZC es 3.6–4.2. Por lo tanto, la superficie de ZrO_2 en el cuerpo humano es relativamente alcalina.(Hanawa, 2020)

1.1.10.1. Configuración y resultado óptico de restauraciones monolíticas de zirconia

Como cualquier restauración moderna, las coronas parciales o completas monolíticas de zirconia tienen como objetivo mejorar la forma, la función y el color del diente. Se demostró que el espesor de la restauración afecta la transmisión de luz a través de la cerámica. Al reducir el grosor de la restauración, el material sería más translúcido y de aspecto natural, pero menos resistente a las fracturas. Por el contrario, al aumentar el espesor, disminuiría la estética y la translucidez, pero aumentaría la fuerza y la resistencia a la tensión (Manziuc et al., 2019).

Las restauraciones monolíticas de zirconia se pueden utilizar como una alternativa a la zirconia recubierta convencionalmente, debido a sus mejores propiedades mecánicas incluso con un espesor mínimo. Para uso clínico, el espesor de las restauraciones monolíticas de zirconia convencionales podría considerarse de 0,5 a 0,75 mm. La nueva zirconia translúcida exhibe propiedades mecánicas y desempeño estético favorables a 0,5-1 mm. La zirconia convencional tiene una resistencia excelente, pero su color es blanco y opaco como la tiza; para individualizar el color y la translucidez de un diente natural, se requiere un importante trabajo de postfresado, como la estratificación de la porcelana feldespática (Manziuc et al., 2019).

La introducción de bloques de zirconia translúcidos, que se fresan directamente en restauraciones monolíticas, ha sido una de las innovaciones más desafiantes de la última década en odontología. Además, los discos de zirconia translúcido se ofrecen en una amplia gama de colores, lo que reduce la necesidad de tinciones superficiales. Los discos de zirconia translúcido se han desarrollado más allá de simplemente lograr una translucidez y un color óptimos que coincidan con la guía de colores VITA Classical (Manziuc et al., 2019).

Inicialmente, incluso las restauraciones de zirconia de alta translucidez se maquillaban y glaseaban después del fresado para obtener una apariencia natural

de los dientes frontales; más recientemente, se han desarrollado discos de zirconia precoloreados, multicapa y altamente translúcidos, para imitar el gradiente de color y translucidez a lo largo de la corona dental desde la porción incisal hasta la cervical, así como entre las capas de dentina y esmalte. Además, se pueden utilizar tinciones personalizadas y caracterizaciones extrínsecas.

Para las restauraciones totalmente cerámicas, es importante tener en cuenta también el color del diente a restaurar; en el caso de una condición dicrómica, el material debe enmascarar el sustrato oscuro. En este sentido, los dientes sin decoloración se restauran mejor con una zirconia más translúcida, mientras que los dientes dicrómicos necesitarían una restauración cerámica de zirconia más opaca. El zirconia de alta translucidez está indicado para restauraciones delgadas y limitadas como carillas laminadas y coronas parciales. Este material podría ser apropiado para reemplazar el esmalte, sin un aumento innecesario en el volumen dental. Sin embargo, debe evitarse una translucidez excesiva porque la restauración puede aparecer grisácea (Manziuc et al., 2019).

1.3.11. Precisión marginal y ajuste interno

La precisión de las prótesis de zirconia puede verse influida por varios factores, como la fabricación, la complejidad de la geometría de la estructura (es decir, la línea de acabado marginal, la longitud del tramo, la dimensión de los conectores, etc.) y el envejecimiento. La comparación de datos con respecto a la precisión interna y el ajuste marginal de la zirconia es bastante difícil, ya que los datos de la literatura son heterogéneos y los diseños de estudio son diferentes tanto para las investigaciones clínicas como de laboratorio (Zarone et al., 2019).

Hasta la fecha, es posible afirmar que la precisión marginal de las restauraciones de zirconia es mejor que el ajuste interno (probablemente debido a la forma/tamaño de las fresas CAD-CAM) y que, en cualquier caso, los valores de precisión están dentro del rango de aceptabilidad clínica reportada en las especificaciones de la Asociación Dental Americana (ADA)(Zarone et al., 2019).

1.3.12. Reglas generales en la preparación de restauraciones de zirconia monolítica

Todas las restauraciones de cerámica tienen una apariencia estética óptima cuando la preparación del diente se realiza con precisión. Se trata de una preparación mínimamente invasiva, con la máxima conservación de la estructura dental natural remanente.(Manziuc et al., 2019)

- La forma anatómica del diente debe reducirse homogéneamente conforme al grosor de pared mínimo estipulado del material utilizado
- No preparar ángulos ni bordes afilados.
- Preparación de dientes anatómicos con bordes redondeados
- La preparación ideal es una preparación en forma de hombro con bordes internos redondeados o una preparación en chaflán con una anchura del hombro chaflán de 1 mm.
- Para la cementación convencional y/o autoadhesiva, la preparación debe tener una forma retentiva y una altura de preparación suficiente.
- Ángulos de la preparación: 4 a 8° para la cementación convencional y autoadhesiva, >6° para la cementación adhesiva.

Coronas anteriores monolíticas

- Reducción incisal y/u oclusal de la estructura del diente en al menos 0,8 mm.
- Reducción de la zona labial o lingual y de la zona cervical en al menos 0,8mm. Fig.7.

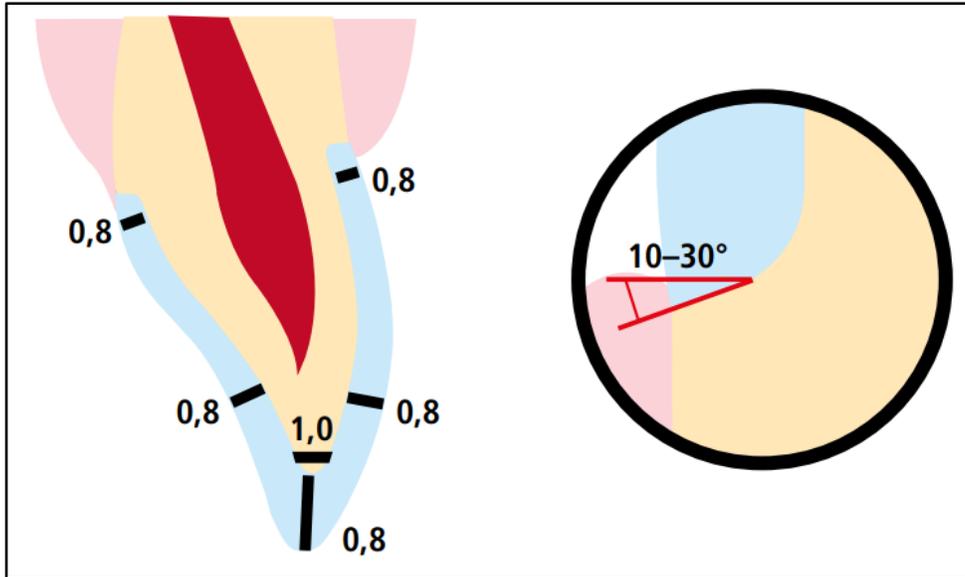


Figura 7. Consideraciones de desgaste en dientes anteriores. (Ivoclar Vivadent AG, 2017)

Acabado

- El margen debe ser liso y sin irregularidades
- Debe aportar una resistencia al desplazamiento vertical mediante un explorador
- La preparación completa debe tener un acabado satinado libres de señales de diamante (García-Villamar et al., 2017)
- El diseño final de una restauración monolítica de zirconia es hombro redondeado o chaflán ligero de 0,5 mm de ancho (Manziuc et al., 2019).

1.1.12.1. Pulido y glaseado de restauraciones monolíticas de zirconia

La rugosidad de la superficie de las restauraciones monolíticas de zirconia podría provocar el desgaste del esmalte de los antagonistas. Mitov y cols. Informaron en su estudio que las restauraciones de zirconia monolítica rugosa producen más desgaste del esmalte antagonista que las coronas monolíticas pulidas. Stawarczyk et al encontraron en su estudio que la restauración de zirconia translúcida monolítica vidriada presenta la superficie cerámica más abrasiva para el esmalte antagonista, mientras que la zirconia pulida es la menos abrasiva(Øilo et al., 2019). Mundhe et al han demostrado que las restauraciones de zirconia pulida causan menos desgaste de la estructura dental del esmalte opuesto que las cerámicas feldespáticas. Janyavula et al compararon en su estudio la rugosidad de las restauraciones de óxido de zirconia monolítico pulidas, glaseadas. Llegaron a la conclusión de que la zirconia pulida tenía la superficie cerámica más suave(Manziuc et al., 2019).

Sin embargo, otros estudios mostraron que las restauraciones de zirconia translúcido pulido presentan una superficie muy lisa. Por lo tanto, la superficie cerámica de estos materiales dentales es menos abrasiva en comparación con otros sistemas cerámicos, como el disilicato de litio. En algunas situaciones clínicas, después del fresado CAD/CAM, la restauración monolítica tiene los contornos básicos, sin una textura natural. Para conseguir el aspecto más natural, el técnico dental puede realizar la texturización mediante un protocolo específico. McLaren demostró en su estudio que solo glaseando la zirconia translúcida no se puede lograr un aspecto natural de la restauración. Sugirió que los procedimientos de pulido brindan una apariencia más natural y realista, en comparación con los esmaltados. Sin embargo, existen situaciones clínicas en las que, para lograr un aspecto más natural, se pueden utilizar pigmentos de tinción superficial para crear una caracterización individualizada(Manziuc et al., 2019).

En el consultorio dental y de realizar los procedimientos de prueba, es posible que se necesiten algunos ajustes de las restauraciones monolíticas de zirconia. El ajuste oclusal clínico se puede realizar utilizando una fresa de diamante convencional o un instrumento especial con grano de diamante, enfriando con agua. Sin embargo, los fabricantes dentales sugieren realizar ajustes oclusales de las coronas o modificaciones del contorno, antes del proceso de sinterización, para lograr la apariencia natural deseada de las restauraciones y evitar la microrugosidad(Manziuc et al., 2019).

1.3.13. Agentes cementantes y técnica de cementado

Todas la restauraciones protésicas necesitan una agente cementante que permita su unión al diente a ser restaurado. La palabra cementante implica el uso de una sustancia moldeable que selle el espacio o que cimente dos componentes entre sí.

Uno de los principales propósitos del agente cementante, es impedir el paso de agentes nocivos (si tenemos en cuenta la entrada de saliva y la invasión bacteriana que pueden producir problemas como: caries, enfermedad periodontal, sensibilidad pulpar e incluso necrosis pulpar) sellando por completo estos espacios y por ello son importantes su propiedades físicas y químicas. Debe ser capaz de proveer con grosor de película adecuado (25µm o menos) y tener una viscosidad que permita el completo asentamiento de la restauración. Además de ser resistente a la desintegración (resistencia a la solubilidad) e en la cavidad oral, ser biocompatible y tener una adecuado tiempo de trabajo(Cruz et al., 2020).

Sin embargo, es importante aclarar que para la cementación adhesiva existen dos tipos de cerámica, los ácido sensibles (cerámica feldespática, de leucita o disilicato de litio) y las ácido resistentes (cerámicas aluminosas infiltradas por vidrio, cerámicas alúmina/zirconia, zirconia parcialmente estabilizada con itrio Y-TZP y cerámicas alúmina densamente sinterizadas) que no pueden ser tratadas con ácido fluorhídrico, pues este no es capaz de degradar estos tipos de cerámica.

En las cerámicas ácido sensibles la adhesión se consigue por medio del grabado con ácido fluorhídrico, que crea irregularidades en la superficie, que permiten microretención y además genera la presencia de sílice en la superficie, que es químicamente compatible con el silano. El silano es el agente de unión entre el contenido de sílice de la cerámica y la matriz orgánica de los cementos de resina, permitiendo además de una microretención, la adhesión química.

Los tratamientos de superficies de zirconia son un requisito importante para obtener una mayor resistencia de unión al sustrato dental y mayor longevidad en el tratamiento. El propósito de estos diferentes procedimientos es crear una rugosidad en la superficie del zirconia así también como activarla, humectarla y limpiarla. (Cruz et al., 2020)

Un punto muy discutido e importante acerca del dióxido de zirconia, es la cementación; es así que a lo largo de los años han surgido muchas recomendaciones para la adhesión, unas más utilizadas y confiables que otras; empezando de la premisa que es una cerámica ácido resistente que no se puede grabar como las que contienen matriz vítrea (silicatos, polímeros e híbridos). (Cruz et al., 2020)

La abrasión por aire se hace mediante el uso de partículas de alúmina a diferentes distancias, tiempos y presiones, en varios estudios defienden que la abrasión por aire puede comprometer la estructura y su resistencia dando como inicio fallas o micro fracturas superficiales que provocan tensión. Es por eso que recomiendan reducir la presión al cual es sometido el procedimiento u omitir por

completo dicho procedimiento para así reducir los efectos adversos en la superficie del material.(Cruz et al., 2020)

Los protocolos más aceptados utilizan la abrasión por aire, se realiza mediante el uso de partículas de alúmina a diferentes distancias, tiempos y presiones, en varios estudios defienden que la abrasión por aire puede comprometer la estructura y su resistencia dando como inicio fallas o micro fracturas superficiales que provocan tensión(Cruz et al., 2020), afectando su estructura tridimensional y sufrir daños que conlleven a la futura fractura; posteriormente, la búsqueda de unión química y/o micromecánica entre la estructura de zirconia y el sustrato dental, ha sido tema de discusión, ya que existen investigaciones que insisten en tratarlas como una cerámica vítrea, utilizando el “arenado triboquímico” buscando silicatizar las superficies de zirconia para utilizar procedimientos adhesivos convencionales; aunque no se ha demostrado una mayor adhesión utilizando este protocolo en comparación a otros sin la utilización del arenado triboquímico(Marcelo et al., 2020; Zarone et al., 2019)

Es de suma importancia tratar la superficie de zirconia previo a la cementación y para esto se recomienda usando pequeñas partículas de óxido de aluminio de 50 µm a baja presión por debajo de 2 bares, es importante tener en cuenta que el uso de primers o agentes cementantes, con contenido de MDP(partículas de densidad media) mejora la adhesión brindándonos mayor longevidad en el tratamiento; y que el conjunto primer, adhesivo y cemento sea de la misma marca comercial ya que actúan de mejor forma dada la concepción de su fabricante(Cruz et al., 2020).

La elección del cemento es importante teniendo en cuenta el uso de cementos duales con contenido de 10-MDP (10-metacrilóiloxidecil-dihidrógeno-fosfato) que nos brindan mayor facilidad al momento de su manipulación(Cruz et al., 2020)

Compuesto- Tipo del cemento	Fuerza de unión en MPa
Bis-GMA	10 MPa
MDP	10 MPa
Auto-Adhesivo	10 MPa
Ionómero de vidrio	4,7 MPa

Tabla 2. Comparación de fuerzas de unión de los diferentes tipos de cementos checar lo de los títulos de ilustración (Cruz et al., 2020)

En la literatura, también se compara otro tipo de agentes de unión, diferentes a los resinosos para la cementación de restauraciones a base de zirconia, desde el fosfato de zinc hasta los ionómeros, donde observamos que un factor fundamental para el éxito de cementos no resinosos, es la preparación geométrica del muñón, mientras más retentiva sea, se pueden obviar los procedimientos de retención, evaluaron la tasa de éxito de coronas cementadas con fosfato de zinc y un cemento de resina autoadhesivo y observaron una tasa de fracaso del 12,5% y 6,6% respectivamente (Marcelo et al., 2020)

Los cementos de resina son los materiales dentales más utilizados para la cementación de restauraciones totalmente cerámicas, debido a que presentan buena estética, baja solubilidad, alta resistencia y resistencia mecánica. Los cementos de resina de curado dual con grupos fosfato o carboxilato son la mejor opción para unir restauraciones de zirconia. (Manziuc et al., 2019) Tabla 3.

CEMENTO	AGENTE DE UNIÓN
 <p>Cemento resinoso adhesivo autograbadador de polimerización dual (RELYX™ Ultimate; 3M ESPE™, Minnesota, USA)</p>	 <p>Adhesivo autograbadador de séptima generación (Singlebond™ Universal, 3M ESPE™, Minnesota, USA)</p>
 <p>Cemento resinoso adhesivo autograbadador de polimerización dual (Duo-link Universal™; Bisco, California, USA)</p>	 <p>Adhesivo autograbadador de séptima generación (All-Bond Universal®Bisco, California, USA)</p>
 <p>Cemento resinoso adhesivo autograbadador de polimerización dual (Duo-link Universal™; Bisco, California, USA)</p>	 <p>Imprimador de zirconia (Z-Prime Plus™; Bisco, California, USA)</p>

Tabla 3. Ejemplos de cementos resinosos para zirconia

1.1.13.1. Protocolo para cementación de coronas de zirconia

a) Órgano dentario a restaurar

1. Anestesia:

Todos los anestésicos locales tiene como objetivo el bloqueo reversible de la transmisión nerviosa, disminuyendo la permeabilidad de la membrana de las células nerviosas al ion sodio, este mecanismo suprime toda sensación dolorosa, estímulo de temperatura, tacto, propiocepción y tono de los músculos(Vallejo, 2017).(no es necesario anestesiarse en órganos dentarios con tratamiento de endodoncia)

- Maxilar superior
- Maxilar inferior

2. Aislamiento del zona a trabajar

Aislamiento relativo

3. Remoción de curación

4. Desinfección de órgano dentario a restaurar

5. Se lleva la corona al muñón para la verificación de sellado marginal, oclusión y color, si estos aspectos son correctos se lleva a cabo la cementación.

6. Se graba el diente o el muñón 15 segundos, posteriormente se lava a chorro de agua a presión por 15 segundos.

7. Se seca y se coloca adhesivo fotocurandolo por 20 segundos

b) Restauración (Corona monolítica de zirconia)

El dióxido de zirconia al no ser una cerámica vítrea, no puede grabarse para generar retenciones internas, el protocolo más difundido es el llamado APC (arenado, primer y cemento autoadhesivo) el cual ha demostrado resultados

prometedores a mediano y largo plazo, además también se debe tener en cuenta la geometría del pilar y la altura para favorecer al adhesión.(Marcelo et al., 2020)

1. Arenado triboquímico (de óxido de aluminio de 50 μm a baja presión por debajo de 2 bares)
2. Primer: Aplicación de promotor de la adhesión con MDP (10-metacriloiloxidecil di hidrogeno fosfato). Este nuevo compuesto permite crear una unión química a la superficie dental denominada “concepto de adhesión descalcificada”. Este concepto postula, básicamente, que los ácidos contenidos en este monómero funcional se adhieren iónicamente al calcio de la hidroxiapatita. Por lo tanto, mantiene una superficie neutra.(Garcia-Villamar et al., 2017)
3. Se coloca el cemento resinoso en la corona de zirconia y se lleva a boca (directamente al muñón) se verifica que haya bajado correctamente.
4. Se fotocura alrededor de la restauración, 20 segundos por zona.
5. Se eliminan excedentes

1.3.14. Producción de bloques y discos, y sinterización de las cerámicas a base de zirconia

Los polvos de zirconia son comprimidos en bloques y discos, los bloques se utilizan para restauraciones individuales, y los discos tanto para múltiples restauraciones individuales, así como para varias estructuras complejas como puentes largos o casos de arcadas completas(Bustamante, 2022).

Desde la creación de estos bloques y discos hasta el sinterizado final de las restauraciones se debe pasar por un proceso en donde inicialmente se tiene la mezcla del polvo junto con agentes de unión prensados en su forma de disco o bloque, a este estado crudo se le llama “cuerpo verde”, el cual posteriormente es sinterizado levemente para la creación del “cuerpo blanco”, este sinterizado inicial o presinterizado provoca la incineración de aditivos como los agentes de unión, y este cuerpo blanco se llama así porque tiene apariencia de tiza y es levemente más rígido que el cuerpo verde, pero es todavía quebradizo. Estos discos y bloques en estado blanco son los vendidos comercialmente a los odontólogos y laboratorios dentales, quienes con un programa de diseño digital (CAD) realizarán el acomodo de los prototipos de las restauraciones futuras en estos bloques o discos, las cuales serán obtenidas de estos mediante las máquinas fresadoras guiadas con el programa de diseño adecuado. Las restauraciones de zirconia que son fresada en estado blanco son separadas de los discos y bloques, pulidas levemente y posteriormente deben pasar por un sinterizado final donde alcanzarán las propiedades finales de dureza y resistencia, así como su tamaño definitivo(Anusavice, 2013; Bustamante, 2022).

Durante este sinterizado final, se da una contracción lineal entre 20-30% del volumen. Por lo que las máquinas de fresado producen restauraciones en estado blanco aproximadamente 25% más grandes para compensar la contracción tras el sinterizado final, todo esto está contemplado de antemano tanto por el software de diseño como por la fresadora(Bustamante, 2022).

El proceso de fresado de las zirconia se puede realizar de dos formas, y postsinterizada. La forma postsinterizada fabrica restauraciones con complejas geometrías de manera más precisa ya que la contracción tras el sinterizado ya sucedió, pero tiene la gran desventaja de que el material es muy duro, por lo que tarda más tiempo y además desgasta las fresas de la máquina, aumentando los tiempos de producción y costos; así como también daños a la superficie.

Por estas razones, es mucho más popular el fresado del material en su cuerpo blanco presinterizado(Bustamante, 2022; Juntavee, N & Attashu, 2018).

Pero el fresado del cuerpo blanco también tiene desventajas, ya que su estructura es muy porosa y quebradiza, con aproximadamente 10 veces menor resistencia, y 5 veces menor tenacidad que su versión postsinterizada, provocando pequeñas fracturas intragranulares y transgranulares, que no serán completamente eliminadas tras el sinterizado final, y quedarán como zonas de concentración de estrés(Yin, L., 2017)

El sinterizado convencional generalmente demora entre 6 a 12 horas, donde se pasa por distintas fases, como lo son el calentamiento, fase de mantenimiento o permanencia, y enfriamiento Estos hornos de convección generan calor mediante elementos de resistencias eléctricas, en donde el paso de una corriente eléctrica a través de la resistencia calienta lentamente el aire de alrededor, con tasas de calentamiento de 5 a 10°C por minuto (W. M. Ahmed et al., 2019; Bustamante, 2022) y los más rápidos dentro de esta gama pueden lograr tasas de calentamiento de 40 a 70 °C por minuto(Bustamante, 2022).llegando a alcanzar temperaturas finales que normalmente están entre 1350°C y 1550°C, con largos tiempos de mantenimiento con una temperatura sostenida que pueden tardar entre 2 y 5 horas(W. M. Ahmed et al., 2019).

Y precisamente por la razón de que se dura mucho tiempo en esta fase de sinterizado, han salido al mercado hornos de sinterizado especiales, diseñados para ser utilizados con protocolos de sinterizado rápido, llamados en inglés “speed sintering”, los cuales usualmente tardan de 60 a 120 minutos; y también más recientemente, salieron otros protocolos denominados super rápidos (super speed, en inglés), los cuales han disminuido substancialmente estos tiempos a menos de 30 minutos. Permitiendo entonces realizar y entregar restauraciones en una sola cita(Bustamante, 2022).

A este método de fabricación de restauraciones en una misma cita se le conoce en inglés como chair-side, o “en silla”, esta tecnología fue impulsada por el doctor Werner Mörmann en la década de 1980, y tuvo la visión de lograr fabricar restauraciones cerámicas con un diseño asistido y fabricado por computadora, que permitiera al odontólogo completar el proceso de rehabilitaciones indirectas en su propio consultorio, en una misma cita, sin depender de un laboratorio externo (Abdulla, 2020; Bustamante, 2022)

Presentaciones de zirconia pre-sinterizada

- **Discos pre-sinterizados.** Fig.8.



Figura 8. Discos de zirconia blancos para tecnología CAD CAM. (Abdulla, 2020)

- **Bloques pre-sinterizados. Fig.9.**



Figura 9. Bloque de zirconia para tecnología CAD CAM(Ivoclar Vivadent AG, 2017).

1.3.15. Ventajas

- Máxima estética gracias a una transmisión natural de la luz
- Forma y color adaptable de forma individualizada de cada paciente
- Elevada resistencia a la flexión
- Excelente biocompatibilidad
- Resistencia a largo plazo(Garcia-Villamar et al., 2017)
- Reducción del tiempo de producción en laboratorio.
- Desgaste mínimo de antagonista (abrasión), inferior a otros materiales cerámicos.
- Mejora de la rentabilidad.
- Preparación mínimamente invasiva (0,8 mm, mínimo).
- Reduce tasa de complicaciones biológicas.
- Ausencia de cerámica de recubrimiento.(Marcelo et al., 2020)

1.3.16. Desventajas

- Costo en comparación a otras alternativas. (Marcelo et al., 2020)
- Imposibilidad de cumplir con protocolos de cementación.
- Pacientes no estabilizados oclusal o periodontalmente. (Marcelo et al., 2020)

1.3.17. Indicaciones

- Estética
- Poco espacio protésico en coronas
- Necesidad de alta resistencia.
- Muñones cortos.
- Alergia a componentes metálicos (Marcelo et al., 2020)
- Dependiendo de las casas comerciales determinan una gama de indicaciones desde coronas de un solo diente hasta puentes de 14 unidades. Fig.10.



Figura 10. Indicaciones según casa comercial (Ivoclar Vivadent AG, 2017).

MARCAS COMERCIALES DE ZIRCONIA EN DISCO PRESINTERIZADOS	
MARCA	IMAGEN REPRESENTATIVA
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Lava™ (3M™) 	 <p>Disco de zirconia de alta translucidez 3M™ Lava™ Plus 3M Estados Unidos</p>
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Cercon® (Densply sirona) 	 <p>Cercon ht ML: de Zirconia Dental Dentsply Sirona</p>
<ul style="list-style-type: none"> ▪ 4Y-PSZ (IPS Emax® ZirCAD Prime (ivoclar digital)) 	 <p>IPS e.max ZirCAD Prime product family : Ivoclar</p>

<ul style="list-style-type: none"> ▪ 4Y-PSZ (KATANA™ Zirconia (Noritake)) 	 <p>KATANA Zirconia Kuraray Noritake Dental Inc.</p>
<ul style="list-style-type: none"> ▪ 5Y-PSZ (BruxZir® (Glidewell)) 	 <p>BruxZir Zirconia - Glidewell Dental México</p>
<ul style="list-style-type: none"> ▪ NexxZr® (sagemax®) 	 <p>NexxZr Zirconia Portfolio Sagemax®</p>

Tabla 4. Principales marcas comerciales en Mexico.

1.4. Los sistemas CAD/CAM en odontología

1.4.1. Breve reseña histórica

La tecnología dental digital se originó en 1971 cuando el profesor Duret desarrolló el primer prototipo de diseño asistido por computadora y fabricación asistida por computadora (CAD / CAM) Sopa. (Wu et al., 2021), que desempeña un papel importante en el avance del sistema dental del mundo comenzando a construir coronas con la forma anatómica de las superficies oclusales, mediante el uso de una impresión escaneada óptica de los dientes pilares dentro de boca, por diseño y fresado de coronas, mediante fresadora controlada por sistema informático.

Sin embargo no se usó ampliamente debido a la falta de adecuación y precisión en la digitalización por computadora (Abdulla, 2020)

Posteriormente el Dr. Moermann se considera como el segundo que desarrolló el sistema CEREC® Fig.11; Trató de utilizar una nueva técnica clínica en el consultorio dental del lado del sillón e imaginó la cavidad preparada con una cámara intraoral, luego diseñó y fresó una restauración de incrustación a partir de una pieza en bruto de cerámica con una fresadora portátil. El principal beneficio de este sistema es la producción de restauraciones cerámicas el mismo día (Abdulla, 2020)



Figura 11. CAD/CAM (casa comercial Cerec)(Abdulla, 2020)

Fig.6.CEREC® 3D computarizado.

De 1970 a 1980, se produjo un rápido desarrollo en la tecnología de fabricación "asistida por computadora" en diferentes campos de industrias, investigaciones y tecnología dental CAD-CAM en todo el mundo. El Dr. Andersson fue el tercero en desarrollar el sistema Procera®. A principios de la década de 1980, la aleación de níquel-cromo se utilizaba como sustituto de los lingotes de oro debido a los altos precios del oro(Abdulla, 2020).

Sin embargo, una alergia al metal se convirtió en un problema y se indicó el uso de aleación de titanio. Dado que la precisión en la fundición del titanio tiene una limitación en el uso debido a su dificultad en la manipulación. El doctor Anderson trató de fabricar cofias dentales hechas de titanio e introdujo el sistema (CAD/CAM) en el proceso de restauraciones con carillas dentales(Abdulla, 2020).

La odontología digital ha avanzado notablemente en los últimos 50 años. Durante el siglo XX, tanto las tecnologías como los materiales dentales que se utilizaron para la fabricación de prótesis dentales progresaron rápidamente. En los últimos 25 años, este sistema se ha vuelto más popular.

Las restauraciones CAD-CAM o asistidas por computador, denominadas así por sus iniciales en inglés (Computer-Aided Design y Computer Aided Manufacturing)(Abdulla, 2020; AlRashdi et al., 2020; Dwivedi et al., 2017; Susic I, Travar M, 2017) se basa en un diseño asistido por una computadora (CAD) y la confección o manufactura ayudada también por un ordenador (CAM), consiste en la obtención de imágenes, mediante una escáner, que se transfieren a una computadora con el objetivo de obtener una imagen tridimensional. A partir de esta imagen, el clínico puede confeccionar, de forma digital, el diseño de la prótesis parcial fija (Juntavee et al., 2021)

La tecnología CAD/CAM desempeñar un papel importante en la práctica contemporánea de la odontología restauradora como resultado de la tecnología moderna, instrumentos, materiales y técnicas de tratamiento que son capaces de proporcionar una restauración estética natural en un corto período de tratamiento. Incluyendo el avance del enfoque digital para las restauraciones de cerámica de zirconia fabricadas con CAD/CAM en el consultorio junto con el rápido proceso de sinterización que lleva a que la fabricación de la restauración de cerámica se convierta en un procedimiento más deshumanizado, eficiente y preciso.(Juntavee et al., 2021)

1.4.2. Desarrollo de los sistemas escáner CAD/CAM

Hay nuevos productos disponibles como impresión digital en los consultorios dentales: [CEREC AC® (Sirona, Charlotte, NC, EE. UU.)] Fig. 11. iTero (Cadent, Carlstadt, NJ, EE. UU.), E4D Dentist (D4D -Technologies, Richardson, TX, EE. UU.) Y ((Lava COS, 3M ESPE, St Paul, MN, EE. UU.)).

Cada sistema emplea diferentes técnicas para producir las imágenes digitales. CEREC -1 en el año 1986 se introduce como el primer sistema, luego CEREC-2 como el segundo sistema en el año 1994, mientras que el CEREC-3 se considera como el tercer sistema en el año 2000(Abdulla, 2020).Fig.12.



Figura 12. Sirona,3M Sistema Dental CAD/CAM(Susic I, Travar M, 2017)

Se ha utilizado una cámara en el sistema dental Sirona® para tomar fotografías en serie que se recopilan en el software. El E4D (D4D TECH)® capturó varias imágenes, utilizando un rayo láser rojo para reflejar la estructura del diente como una réplica negativa y necesita la aplicación de polvo en aerosol en casos limitados. El polvo en aerosol aplicado en el diente parece ser rápido y sencillo, tardando unos segundos. La eliminación del polvo es fácil mediante el lavado. El sistema dental iTero® utiliza una cámara con una pequeña sonda que toca todas las superficies de los dientes (sin polvo en aerosol) para proporcionar una distancia focal perfecta. El escáner oral del lado del sillón dental funciona mediante el uso de un flujo de video continuo de los dientes(Abdulla, 2020).

1.4.3. Fases en proceso del sistema CAD/CAM

Existen principalmente tres fases mediante el uso de este sistema, que incluyen:

a) **Fase de escaneo** (digitalización de la superficie), este se divide en dos opciones:

1. Escaneo óptico.
2. Escaneo mecánico.

1. Cámara óptica: este dispositivo de escaneo se basa en la colección de estructuras 3-D denominada "procedimiento de triangulación". Aquí, la fuente de luz con la unidad receptora se presentan en un ángulo específico entre sí. Con la ayuda de este ángulo se calculan datos en 3D por ordenador a partir de la imagen de la unidad receptora. Se puede utilizar luz blanca o rayo láser como fuente de iluminación.

Los siguientes ejemplos de escáneres ópticos en los campos de marketing dental:

- Lava Scan ST, 3M ESPE, escaneo fuente = luz blanca
- Everest Scan, KaVo, fuente de escaneo = luz blanca.
- es1, etkon. fuente de exploración = rayo láser.

2. Dispositivos de escaneo mecánico:

Para este tipo de dispositivo de escaneo, el modelo vertido se escanea (lee) línea por línea mecánicamente mediante el uso de una bola de rubí y el objeto se mide en tres dimensiones y se caracteriza por una alta calidad de precisión de escaneo. Luego, toda la recopilación de datos digitales se diseñaría y luego se

trituraría. Esta técnica es algo complicada, más cara y requiere más tiempo en comparación con otros escáneres.

b) Fase de diseño.

Después de que se captura una imagen tridimensional mediante el uso de cualquiera de las técnicas de escaneo, se termina el procesamiento de la imagen en 3-D y los datos digitalizados se diseñan dentro de la computadora, seguido de los programas de construcción.(Abdulla, 2020; AlRashdi et al., 2020)

Finalmente, en esta etapa se bloquearon las retenciones, alisado de la superficie, la eliminación de errores y los cortes indeseables.(Abdulla, 2020) Los diferentes diseños de restauraciones se realizan utilizando un software CAD específico, que a su vez envía órdenes a la unidad CAM para fabricar la restauración a través de un fresadora.

c) Fase de fabricación.

Este paso transforma los datos digitales de la restauración en un producto físico mediante una fresadora con la ayuda de un ordenador que utiliza un diamante de alta calidad (discos o fresas) que corta la restauración de los lingotes(Abdulla, 2020).

Este proceso se conoce como "método sustractivo. Otro método es" aditivo", por ejemplo, sinterización selectiva por láser o creación rápida de prototipos para que no haya desperdicio y exceso de materiales. Otros sistemas combinaron las dos técnicas "métodos aditivos y sustractivos"

1.4.4. Dispositivos de procesamiento de fresado

Los datos de digitalización diseñados con un software CAD específico se transfieren a un producto físico (tiras) para la fase de procesamiento CAM y luego se transforman en la fresadora. Según el número de ejes de fresados fabricados, los dispositivos se pueden dividir en:

- Dispositivos de fresado de 3 ejes.
- Dispositivos de fresado de 4 ejes.
- Dispositivos de fresado de 5 ejes.

A. Fresado de tres ejes:

El fresado de tres ejes tiene un movimiento de grado una trayectoria de tres direcciones axiales indicadas por (valores X, Y, Z). La fresadora de tres ejes también puede girar el componente en 180 ° en el ciclo del proceso de fresado. Las ventajas de este dispositivo de fresado son el corto tiempo de procedimiento de fresado, fácil control, menor costo en comparación con otro tipo de fresado.(Abdulla, 2020)

Ejemplos de dispositivos de 3 tres ejes: "inLab (Sirona) ®, Lava® (3MESPE), Cercon®brain (DeguDent)".

Fresado de cuatro ejes:

En este tipo, el puente de tensión también se puede girar sin ninguna limitación durante el trabajo, lo que facilita el control de la fabricación del puente con un desplazamiento largo en una dirección vertical en la dimensión habitual del molde. La principal ventaja es el ahorro tanto de tiempo de fresado como de materiales usados, Ejemplo: Zenoo® "Wieland-Imes".

Fresado de cinco ejes:

Además de los 3,4 ejes, se presentan subsecciones de nuevo puente tensor giratorio y husillo de fresado (5 ejes) con geometrías complejas. Fig.13. Esto está indicado en la construcción de coronas y puentes fijos para pilares inclinados "cuando el molar se inclina hacia el plano medial". (Susic I, Travar M, 2017)

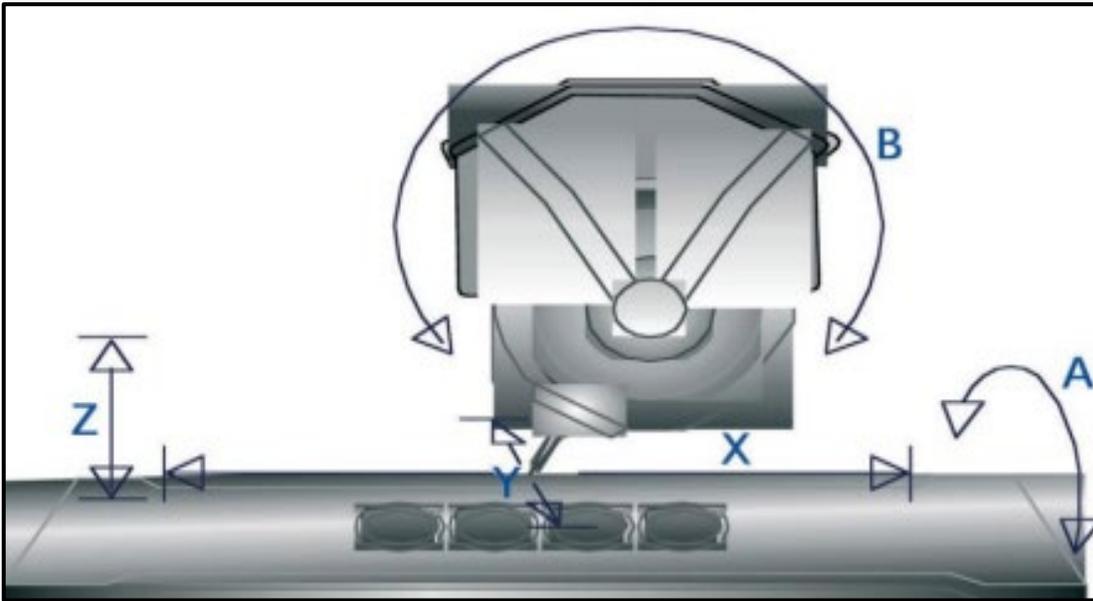


Figura 13. Dispositivo de procesamiento de fresado: (los dispositivos de fresado de 3 ejes incluyen X -Y -Z); (Los dispositivos de fresado de 4 ejes incluyen X, Y, Z y puente de tensión A); (Los dispositivos de fresado de 5 ejes incluyen X, Y, Z, puente de tensión A y eje de fresado B). (Abdulla, 2020).

1.4.5. Variante de fresado

1.1.5.1. a) Molienda en campo seco:

Este campo de molienda se aplica principalmente a los espacios en blanco de ZrO₂ de molienda que tienen un menor grado de pre-sinterización. Uno de los procesos de fresado en seco recomendado por los fabricantes es el fresado de un material de resina para la construcción de diferentes restauraciones temporales y permanentes que se diseñaron utilizando el sistema CAD-CAM.

1.1.5.2. B) Molienda en campo húmedo:

En este proceso, como protección, se aplica un baño de rociado del sistema de enfriamiento para reducir el sobrecalentamiento dentro del material molido mediante el uso de fresas de diamante o carburo.

Este fresado en campo húmedo (Fig.14) está indicado para todas las aleaciones metálicas y vitrocerámicas para evitar daños por generación de calor. Cuando la cerámica ZrO₂ con alto grado de sinterización previa conduce a minimizar el factor de contracción y menos distorsión de sinterización.(Abdulla, 2020)

de c

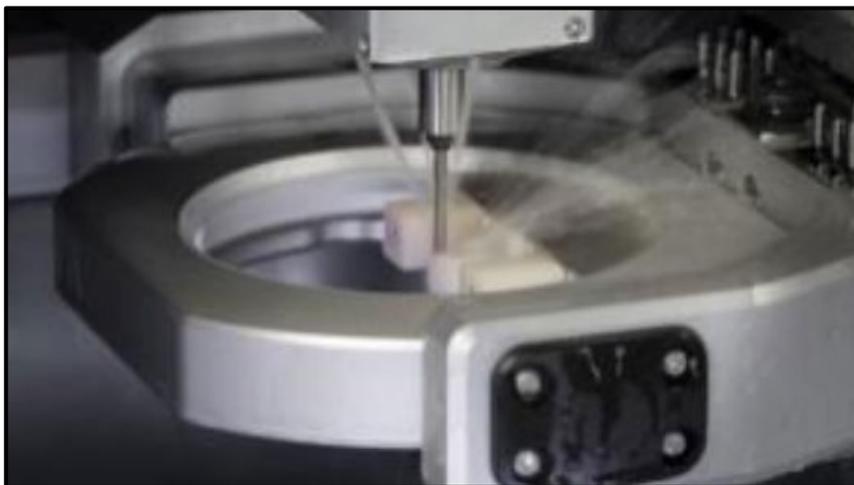


Figura 14. Molienda a campo húmedo(Abdulla, 2020)

1.4.6. Materiales para procesamiento CAD/CAM en Odontología.

Se pueden procesar diferentes materiales en dispositivos CAD/CAM dentales, como metales, materiales de resina, cerámicas a base de sílice, cerámicas de infiltración y cerámicas de óxido de alto rendimiento.

Metales

Se han procesado metales, como aleaciones de cromo cobalto, titanio y aleaciones de titanio, utilizando los dispositivos de fresado dental (Everest Bio T-Blank (KaVo, titanio puro), porque estos metales tienen un alto costo de desgaste y materiales adicionales y su fresado no tiene importancia interés económico (AlRashdi et al., 2020).

Materiales de resina

Los materiales de resina se pueden utilizar para la tecnología de fundición mediante el fresado de marcos de cera perdida. Los materiales de resina se pueden utilizar como estructuras de coronas y FPD para prótesis temporales anatómicas completas a largo plazo o provisionales a largo plazo (AlRashdi et al., 2020).

Cerámica a base de sílice

Las cerámicas a base de sílice se ofrecen a través de varios sistemas CAD/CAM para producir inlays, mentiras, coronas parciales y completas y carillas: bloques de cerámica de disilicato de litio utilizados para coronas anatómicas anteriores y posteriores completas debido a sus altos valores de estabilidad. La

aplicación en el consultorio utilizó vitrocerámica para proporcionar resultados estéticamente agradables debido a la gran similitud en las estructuras entre la vitrocerámica y el diente natural.(AlRashdi et al., 2020).

Cerámica de infiltración

La cerámica de infiltración se originó a partir del sistema Vita In-Ceram (Vita) y se presenta de la siguiente manera: Vita In-Ceram Alumina (Al_2O_3), Vita In Ceram Zirconia (70 % Al_2O_3 , 30 % ZrO_2) y Vita Vitablocs Mark II (VITA) In-Ceram Spinell (MgAl_2O_4)(AlRashdi et al., 2020).

Cerámica de alto rendimiento de óxido

Las cerámicas de alto rendimiento de óxido relacionadas con la tecnología CAD/CAM, el óxido de aluminio (Al_2O_3) y el óxido de circonio (ZrO_2) se presentan en bloques(AlRashdi et al., 2020)

1.4.7. El uso de CAD/CAM

1.1.7.1. CAD/CAM en el sillón dental:

Dr. Moermann. Logró producir en poco tiempo restauraciones con incrustaciones de cerámica para el sillón mediante el desarrollo del sistema CEREC®. Este sistema puede escanear el diente preparado por vía intraoral y seleccionando materiales eficientes. El dentista puede fabricar fácilmente las restauraciones y entregarlas en una sola cita, pero aun así la superficie oclusal anatómica de la incrustación se le debe dar forma a los finos detalles.(Abdulla, 2020)

Debido a los límites de la precisión de digitalización de la cámara, la adecuación marginal de la incrustación preparada en primer lugar no es satisfactoria. Más adelante, el sistema desarrollado se volvió más aceptado en la mayoría de las clínicas dentales cuando se usa con un nuevo material compuesto de cementación adhesiva que hace que el sistema CAD-CAM sea más popular dentro de la profesión dental (Abdulla, 2020).

1.1.7.2. CAD/CAM en la construcción de coronas y puentes en laboratorio dental

Las investigaciones del Dr. Duret se emplearon activamente para construir coronas y puentes fijos con una superficie anatómica oclusal fina utilizando sistemas CAD/CAM (Abdulla, 2020).

En 1985, se aplicó por primera vez el sistema CAD/CAM como un sistema de fabricación para prótesis removibles utilizando una máquina de descarga eléctrica controlada numéricamente. En 1990, las investigaciones y la progresión mostraron que muchos de los sistemas CAD/CAM en desarrollo se utilizarían para la producción de coronas y prótesis parciales fijas prácticamente. Se escanearon modelos de piedra o troqueles de los dientes preparados mediante el uso de sistemas indirectos dentro del laboratorio dental. Estos sistemas producen cofias (núcleos) que el técnico dental debe agregar (construir) porcelana de esmalte estético para individualizar y hacer que la restauración tenga un aspecto más natural. Sin embargo actualmente y debido a la mejoría de resistencia de los materiales estéticos se ha optado por la fabricación de coronas monolíticas (Abdulla, 2020).

1.1.7.3. Fabricación de prótesis fijas:

Alrededor del año 2000, el sistema CAD/CAM comienza a afectar en la producción de restauraciones dentales. El titanio fue la primera aleación de metal que se utilizó en CAD/CAM dental en la producción de la estructura debido a sus eficientes propiedades biológicas y mecánicas(Hanawa, 2020).

Una vez preparados los dientes pilares, el primer paso es tomar una impresión, luego verter el modelo, esculpir en cera y luego realizar el procedimiento de fundición de metal. El Dr. Duret investigó y desarrolló una nueva técnica en la que estos pasos seguidos se resumieron con la ayuda de una técnica asistida por computadora, de modo que los dientes pilares se escanean intraoralmente y luego las restauraciones se diseñan y se muestran en un monitor digitalmente utilizando un software CAD diseñado específicamente basado en los datos numéricos, similar a la técnica convencional de encerado. Las restauraciones finalmente se fresan utilizando una de las diferentes fresadoras disponibles en el mercado dental.(Abdulla, 2020)

Esta técnica es sensible debido a la limitación de las condiciones de medición en la boca, incluida la superposición de los dientes adyacentes, la encía y la interferencia salival que conduce a una dificultad en el registro de un margen preciso del pilar preparado. Esto a su vez hace que el uso del sistema para fabricar restauraciones finales de precisión sea una limitación crítica.

Mientras que el Dr. Moermann trabajó para producir una restauración de incrustaciones de cerámica utilizando tecnología asistida por computadora y lo logró. El escaneo de la cavidad de la incrustación preparada se realizó dentro de la cavidad oral utilizando un nuevo diseño específico de cámara intraoral. Diseño y fabricación de incrustaciones realizadas en la máquina compacta del lado del sillón. Técnicamente, escanear la cavidad de la incrustación preparada fue menos difícil en comparación con el procedimiento de escaneo de los pilares de corona preparados.(Abdulla, 2020)

Después de digitalizar (escanear) el modelo de yeso de la corona simple preparada o el puente fijo, las restauraciones se diseñan y fabrican utilizando una de las diferentes fresadoras.

Mediante el uso de impresiones digitales, esto le dará al odontólogo el beneficio de no necesitar cucharillas dentales, material mezclado para fraguar, desinfectar y limpiar la impresión, así como ahorrar tiempo dedicado a solo enviar la impresión al laboratorio dental. (Min Hwang, 2018)

1.1.7.4. Fabricación de estructuras de prótesis parciales removibles (PPR):

La estructura de fabricación de PPR está hecha de cromo cobalto (Co-Cr) o de aleaciones de titanio comercialmente puro mediante el uso de sistemas CAD-CAM. El software CAD/CAM específico que diseña la estructura se construye mediante un escaneo tridimensional del modelo de yeso en positivo del paciente, mostrando una precisión de ajuste comparable a los resultados obtenidos con los métodos de fundición tradicionales. (Abdulla, 2020) Fig.15.

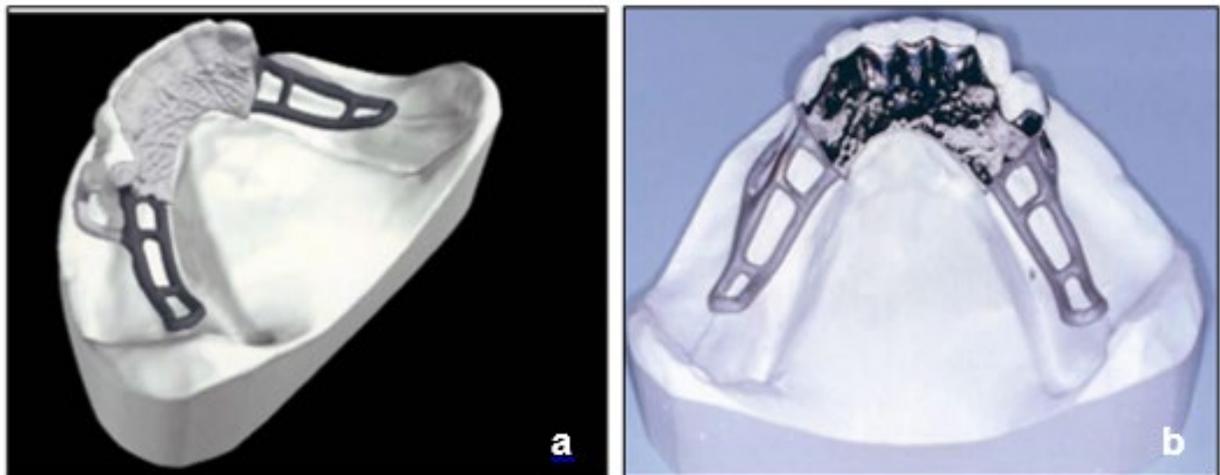


Figura 15. a) El PPR se crea utilizando el software del sistema CAD CAM. b) Ajuste de la estructura sobre el modelo. (Abdulla, 2020).

1.1.7.5. Fabricación de implante dental

El fresado es un componente producido a partir de materiales duraderos y estéticos con un ajuste excelente que se han empleado en laboratorios especializados y se han atribuido en el diseño de implantes. Los productos de la técnica CAD / CAM son más precisos, sin necesidad de pasos de fabricación como (encerado, revestimiento, procedimiento de fundición y pulido) que la técnica de cera perdida / fundición.(Li et al., 2021)

Aunque el grado de adecuación de las cofias se obtiene mediante el sistema CAD-CAM dentro del rango aceptable, a pesar de que se informó poco grado de menor ajuste en relación con el margen de la restauración y la superficie de ajuste interno. El uso de pilares de titanio CAD-CAM tiene varias ventajas en comparación con los pilares personalizados colados tradicionales.(Susic I, Travar M, 2017)

1.1.7.6. Fabricación de prótesis totales removibles:

Las prótesis totales se fabrican principalmente mediante métodos convencionales de procedimientos clínicos y de laboratorio. Para obtenerlas, el paciente edéntulo necesita varias visitas a la clínica dental, incluidas impresiones preliminares, impresiones finales, registro de las relaciones de la mandíbula, dimensiones verticales, colocación de prueba de dientes en cera y colocación/inserción de la prótesis. Estos procedimientos clínicos y de laboratorio se realizan principalmente de forma manual. Por lo tanto, es muy difícil garantizar la calidad de las dentaduras postizas diseñadas y fabricadas manualmente. Además, es difícil reutilizar esos modelos físicos generados en el proceso para producir prótesis completas adicionales cuando el paciente las necesite.(Abdulla, 2020)

El diseño asistido por computadora y la fabricación asistida por computadora han surgido como un nuevo enfoque para el diseño y la fabricación de prótesis totales. Han y col. en 2017 explicó que las prótesis totales removibles se pueden diseñar con éxito utilizando el software computarizado a través de muchos pasos, incluida la generación de modelos edéntulos digitales 3D, análisis de modelos, disposición de dientes artificiales superiores e inferiores y registros oclusales (Abdulla, 2020).

Las dentaduras artificiales y las placas base se construyen con éxito de acuerdo con las dentaduras completas diseñadas utilizando una fresadora controlada por un software CAM. La unión de las dentaduras artificiales a las placas base subyacentes produce las dentaduras completas terminadas. (Han W, Li Y, 2017)

El desarrollo de los procedimientos clínicos que registran la morfología requerida, el prototipo del programa de disposición de dientes artificiales tridimensionales indica que los programas CAD pueden desarrollarse cuando los dientes artificiales se colocan prácticamente como parte de las prótesis completas CAD CAM.

1.1.7.7. Fabricación de guías quirúrgicas de implantes:

En los últimos años, la planificación quirúrgica virtual ha ido reemplazando gradualmente al modelo de cirugía tradicional debido a su precisión, eficiencia y flexibilidad. (Li et al., 2021)

La colocación de implantes con guías quirúrgicas CAD / CAM es un procedimiento muy sensible a la técnica. Todos los pasos, desde la planificación virtual hasta el procedimiento quirúrgico real, deben ejecutarse con diligencia, ya que comprende una serie de eventos diagnósticos y terapéuticos. Generalmente, el flujo de trabajo de la cirugía guiada por computadora incluye siete pasos en orden; diagnóstico clínico, preparación de dientes de diagnóstico (prótesis provisional), fabricación de guía radiográfica, digitalización con escaneo CBCT, diagnóstico

tridimensional y planificación del tratamiento, fabricación de guía quirúrgica, operación quirúrgica(Unsal et al., 2020).

1.1.7.8. Fabricación de prótesis maxilofaciales

La tecnología CAD / CAM se utiliza popularmente para la producción de prótesis maxilofaciales (oído, nariz, ojo), máscaras respiratorias individuales, dispositivos de radiación extraoral, dispositivos de protección facial o incluso en la producción de un modelo de resina con técnica litográfica; una vez elegida la estructura a realizar se genera el patrón de cera mediante el uso de software CAD, se obtienen superficies tridimensionales (3-D) de un objeto. Los datos digitales se gestionan dentro de la computadora y la prótesis se muele mediante una fresadora controlada por computadora. Un material de silicona es el material de elección utilizado para la fabricación de prótesis maxilofaciales. El beneficio de la tecnología CAD /CAM es que ahorra tiempo, es duradera y no necesita un técnico capacitado para esculpir un patrón de cera(Abdulla, 2020).

Se han descrito métodos para fabricar prótesis maxilofaciales retenidas por implantes mediante el uso del sistema CAD-CAM y una máquina de prototipo rápido con muchas ventajas que incluyen:

- 1) Una imagen tridimensional de la superficie defectuosa a través de la digitalización y crear una imagen especular del oído normal.
- 2) No es necesario tomar una impresión del lado defectuoso, solo registro de la posición correcta de los implantes para diseñar la barra y retener la prótesis.
- 3) Eliminando la necesidad del patrón de cera.
- 4) No se necesita un modelo de en positivo debido a un rápido proceso de creación de prototipos

1.4.8. Ventajas de los sistemas CAD / CAM

La tecnología CAD/CAM tiene muchas ventajas con respecto al proceso de fabricación, como la aplicación de nuevos materiales, rentabilidad, mayor control de calidad y mano de obra reducida. El aumento de la calidad de las prótesis dentales a través de procesos de producción estandarizados aumenta la eficacia de la gestión de calidad posible.

La tecnología CAD/CAM, debido a la mejora del control de calidad, aumentó la productividad que tuvo un efecto positivo en el laboratorio dental al ser centros de producción informatizados. CAD/CAM permitió la aplicación de nuevos materiales interesantes, como el titanio y la cerámica, con un alto rendimiento con precisión. CAD/CAM, al aumentar la productividad, llevó a aumentar la capacidad competitiva de producir prótesis dentales que mantuvieron el volumen de negocios en países con salarios más altos(AIRashdi et al., 2020).

Además, CAD/CAM proporcionó una restauración de calidad con una fabricación rápida. El sistema del lado del sillón permitió a los pacientes obtener su restauración dental al mismo tiempo. Además, el uso de la tecnología CAD/CAM evitó el proceso de degradación, como la tensión residual, al proporcionar un procesamiento reproducible y diseñar formas óptimas de acuerdo con los materiales(AIRashdi et al., 2020).

1.4.9. Desventajas de la técnica CAD / CAM:

1. Alto costo de la técnica.
2. Consume mucho tiempo desde el principio hasta el final de los pasos de la técnica.
3. El uso de la técnica CAD-CAM en el sillón requiere más tiempo por parte del dentista dentro de la clínica y el costo es al menos el doble que para la restauración convencional con servicios de laboratorio. (Susic I, Travar M, 2017)
4. Dificultad de escaneo en pilares de implantes.

1.5. Proceso paso a paso en la fabricación de coronas de zirconia monolíticas con tecnología CAD/CAM

1.5.1. Toma de impresión. Tabla 5.

Problemas	Impresión convencional	Impresión Escaneo intraoral/impresión digital
Comodidad del paciente, experiencia	Reflejo nauseoso, olor desagradable de la impresión material, y mayor incomodidad	Algunas varillas de exploración grandes también tienen dificultad en el reflejo nauseoso, los dientes del extremo distal o la apertura de la boca limitada.
Calidad de impresión	Laceraciones sobre el margen, área socavada grande o brackets cuando se extrae la impresión	Menos laceración por desgarro, pero desviación regional en escaneos de boca completa
Bandeja de impresión o varilla del escáner	Necesidad de almacenar cubetas de impresión de diferentes tamaños, mayor desperdicio con tipos desechables	Algunas fundas pueden tolerar la esterilización en autoclave o pueden desinfectarse, mientras que otras siguen siendo desechables, solo una varita de escáner de tamaño único de cada marca.
Repetibilidad	Los defectos requieren que se vuelva a realizar una impresión completa; primero se debe vaciar el modelo antes de verificar si es necesaria una repetición	La función de acercamiento instantáneo permite la corrección inmediata, la región imperfecta por sí sola se puede rectificar sin un escaneo completamente nuevo
Información 3D en tiempo real	La impresión debe verse en modelos de yeso, lo que provoca cambios dimensionales duales (contracción del material de impresión y expansión del yeso) y un tiempo de fraguado prolongado	La información 3D en tiempo real se muestra claramente en la pantalla, lo que facilita la comunicación entre médicos, médicos y técnicos, y pacientes y médicos.
Sensibilidad técnica	Alta sensibilidad técnica y reproducibilidad limitada para algunos materiales de impresión de alta precisión	La estrategia de escaneo, la experiencia y la habilidad afectan los resultados; diferentes máquinas/principios de imagen con rendimiento variable y curvas de aprendizaje

Archivado/almacenamiento	Espacio necesario para numerosos modelos, riesgo de daños en modelos de piedra frágiles	El archivo digital ahorra espacio, se requiere precaución en la copia de seguridad del almacenamiento; Los modelos de resina impresos en 3D son más fuertes que los modelos de piedra
Planificación del tratamiento	Necesita más impresiones o duplicación para la configuración del modelo	Configuración virtual disponible para múltiples planes de tratamiento, la planificación quirúrgica virtual se puede combinar con tomografía computarizada de haz cónico
Eficacia, productividad	Mayor productividad por unidad de tiempo, múltiples pacientes pueden tener impresiones convencionales al mismo tiempo en las clínicas	El límite en la cantidad de máquinas por clínica evita escaneos en muchos pacientes simultáneamente
Costo, tiempo	Alto costo de los materiales de impresión y yeso, más tiempo requerido para el trabajo clínico y de laboratorio (desde la selección de la cubeta hasta el vaciado de yeso) y citas para visitas de pacientes	Alto costo de cada unidad, así como tarifas de mantenimiento y actualización, menos tiempo de consulta y menos visitas de pacientes requeridas
Registro de colores y tejidos blandos	El moldeado de borde permite el registro de tejido blando (frenillo, vestíbulo, paladar, piso de la boca) pero no el color	Ventajas en el registro de tejido blando circundante intraoral, capaz de escaneos en color para referencia de selección de tonos y documentación de hallazgos clínicos.
Flujo de trabajo	Impresión → vertido de fundición → recorte de modelo → aplicaciones adicionales, más laboriosas (particularmente cuando se incluyen los requisitos de envío)	Escaneo digital → procesamiento posterior → aplicación clínica directa a través de la transmisión de datos digitales, incluida la comunicación en línea o almacenamiento en la nube con los laboratorios
Personalización de aplicaciones	Personalizable, pero más complejo y menos preciso durante el proceso de personalización	Personalización más sencilla y aplicabilidad más amplia de aplicaciones personalizadas (bandejas de unión indirecta, alineadores transparentes, aparatos, retenedores) y procedimiento de reordenación más simple para aparatos/retenedores perdidos (antes de la visita)

Tabla 5. Comparación de impresión convencional con impresión digital, (Min Hwang, 2018)

1.5.2. Modelos de trabajo

Obtención de modelo en positivo o descarga de archivo digital (impresión digital) de la impresión obtenida del paciente por el odontólogo.

- Fabricación de dados de trabajo

1.5.3. Alta de paciente en CAD

Se ingresan al sistema los datos del paciente, indicaciones del trabajo a diseñar y se seleccionan mediante una odontograma los órganos dentarios antagonistas, adyacentes, en el caso de los indicados a diseñar se elige el tipo de restauración (corona, carilla, núcleo, etc.). Fig.16.

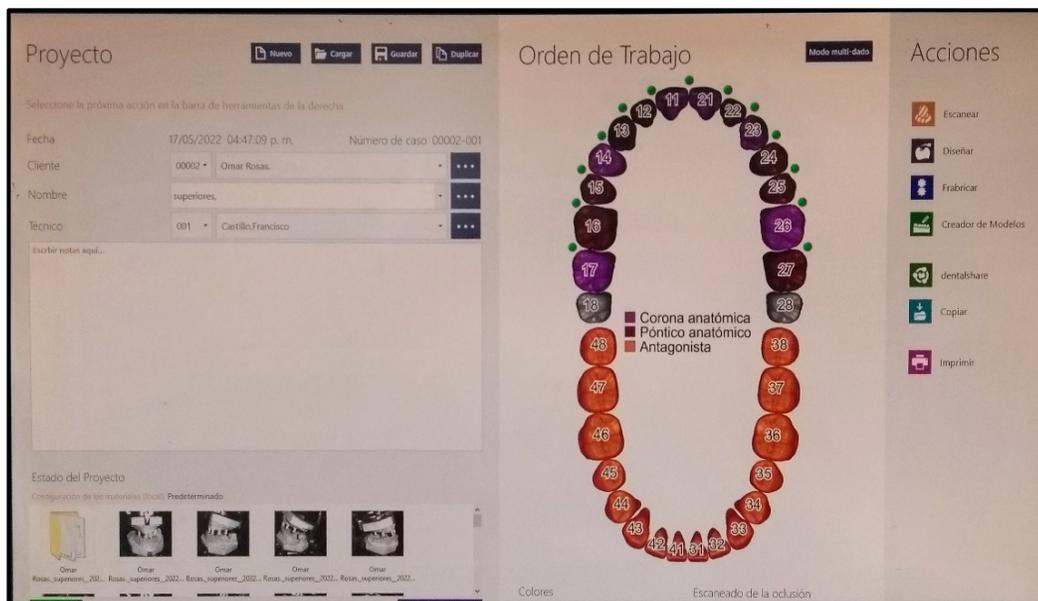


Figura 16. Orden de trabajo en CAD.

1.5.4. Escaneo

Se colocan el modelo articulado en el escáner, mediante el ordenador se dirige y se observa el escaneo.

Posteriormente se escanean solos los muñones o preparaciones, se verifica que se hayan escaneado correctamente, se eliminan excedentes del escaneado. Al tener ambos modelos se superponen junto con los muñones para ubicarlos de forma correcta.Fig.17.

En el caso de odontólogos que cuentan con escáner intraoral, solo se selecciona el archivo y se continúa con el diseño.

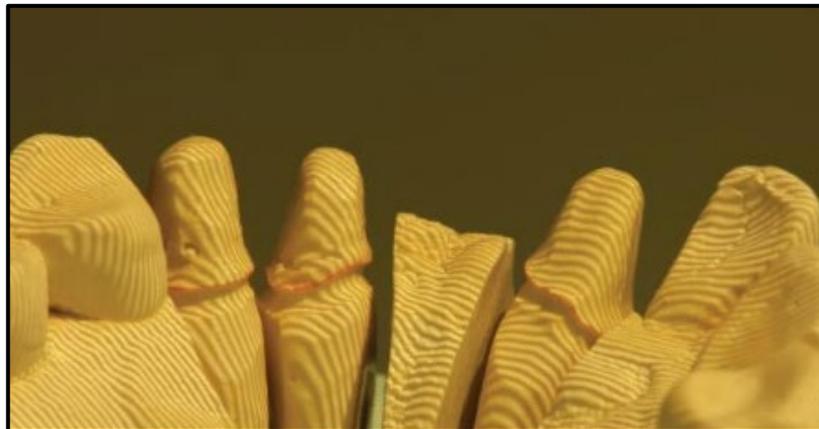


Figura 17. Patrón de proyección de luz blanca por escáner óptico(Abdulla, 2020).

1.5.5. Diseño

Delimitado : Durante esta opción permite elegir donde será la terminación de la preparación mediante puntos alrededor de la misma, los cuales son de fácil manipulación y mediante el cursor se puede observar 360°, ampliarla o reducirla para una mejor delimitación.

Posteriormente permite realizar el posicionamiento de la corona sobre el muñón, el siguiente paso es realizar las modificaciones ya sean ajustar oclusión, mejorar anatomía (crestas, línea segmental central, cúspides), puntos de contacto, línea de sonrisa, overjet, overbite. Fig.18.

- Incluye varias opciones para poder diseñar libremente la corona:
- Difuminar los modelos para observar únicamente la restauración a diseñar
- Observar los muñones: permite examinar los grosores
- Opciones de añadir y remover o suavizar el diseño.
- Opciones de medición: grosor, altura.



Figura 18. Escaneo de modelo de maxilar inferior y superior en CAD/CAM

1.5.6. Fresado con pre-sinterizado a campo seco

Una vez concluido el diseño se guarda, y se transfiere el archivo CAM para ser fresada o fresadas, para ello el sistema CAD identifica el tipo de disco pre-sinterizado en el que se va a fresar.

Los discos presentan aproximadamente un 50% de densidad, debido a esta característica los discos son más débiles y fáciles de fresar. Para lograr la densidad final la infraestructura debe ser llevada al horno de sinterizado para completar su resistencia máxima. Una gran cantidad de contracción es producida y esta debe ser compensada durante el proceso de fresado. Para esto son fabricadas estructuras sobre extendidas, apoyándose en un computador para ampliar el patrón y compensar la contracción, promoviendo un adecuado ajuste. Cada disco tiene un código de barras que contiene la densidad de los bloques.

El sistema de fresado entonces calcula el grado adecuado de sobredimensionamiento necesario para compensar la contracción a densidad completa. Así pues, la homogeneidad del disco de zirconia y la medición de la densidad es la clave para el éxito.

Las restauraciones monolíticas pueden ser posicionadas de acuerdo a la translucidez que desee el operador mediante el software CAM. Fig.19, 20.

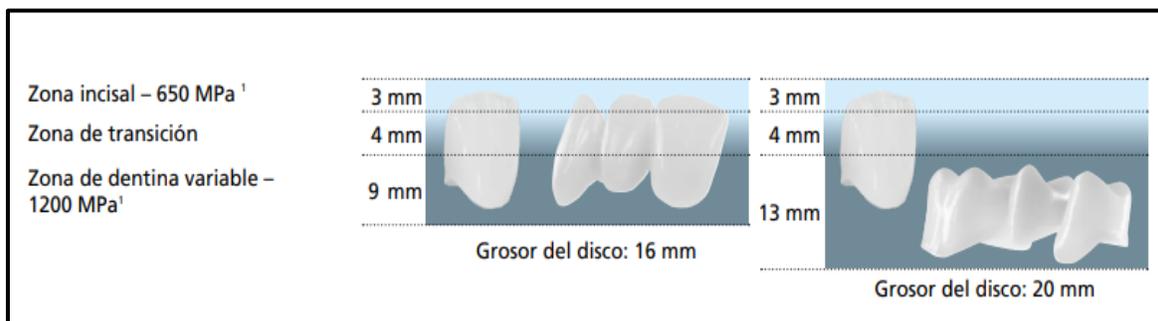


Figura 19. Colocación de coronas dentro del disco antes de ser fresado. (Ivoclar Vivadent AG, 2017)

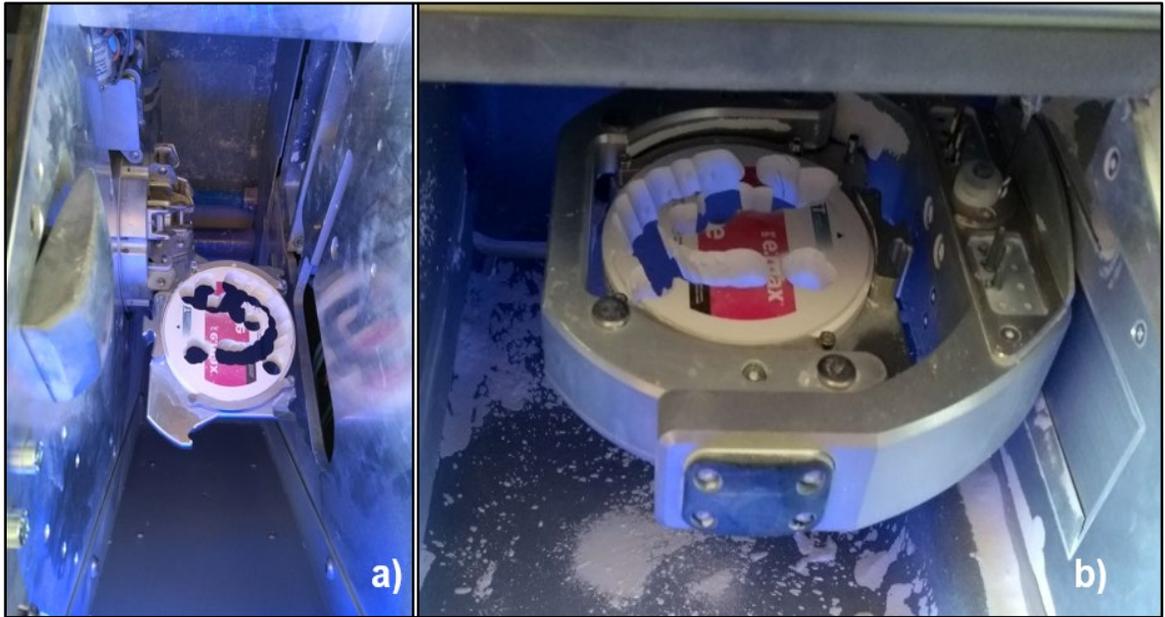


Figura 20. a) Colocación de disco en tambor de la fresadora, b) Disco de zirconia listo para ser fresado.
Fuente: propia

1.5.7. Rescate

Rescate de la o las coronas del disco de zirconia mediante una fresa delgada liberándola del disco y posteriormente se alisan las zonas por la cuales estuvieron sostenidas del disco (cueles) dejando una superficie regular. Fig.21, 22 ,23.

Es opcional mejora la anatomía cuando se encuentran la coronas en gis; es conveniente ya que se desgasta con mayor facilidad.



Figura 21. Retiro de disco de la fresadora y rescate de la corona del disco. Fuente: propia



Figura 22. Rescate de las estructuras fresadas. Fuente: propia



Figura 23. Eliminación de cueles de zirconia. Fuente: propia.

De acuerdo al del tipo de zirconia:

Infiltrada: el disco de zirconia no tiene pigmento y se entinta la restauración en áreas específicas para dar color dependiendo el tono (A1, A2,A3,etc.)a la restauración y dar efectos para personalizar el diseño antes de la sinterización con pinceles. Al realizar en entintado la restauración se humedece por lo tanto se deja un aproximado de 5 minutos para que seque.

Multicapa: este tipo de zirconia ya cuenta con un color específico (únicamente se elegirá el tipo de disco deseado en el momento de mandar a fresar la restauración)

1.5.8. Sinterizado



Figura 24. Horno de sinterizado. Fuente propia.

Durante este proceso, el cuerpo blanco y poroso se convierte en una restauración densamente sinterizada por el efecto de las altas temperaturas. Esta es la fase de la fabricación que genera las propiedades finales, como la alta resistencia y la translucidez. Para conseguir unas propiedades mecánicas y ópticas óptimas, es absolutamente necesario respetar las temperaturas y tiempos de sinterización definidos en todo momento. Una temperatura de sinterización demasiado baja o demasiado alta y/o un tiempo de sinterización demasiado corto o demasiado largo afectan negativamente a las propiedades anteriores.

Se coloca en la bandeja del horno de sinterizado y se selecciona el programa adecuado (este va a depender de las unidades y del tipo de zirconia que desee sinterizar), las temperaturas dependen del fabricante. Fig.24.

Teniendo como ejemplo casa comercial Ivoclar que determina las siguientes programas de sinterizado, Tabla 6:

Programa de sinterizado	Duración
Programa de sinterización rápida para coronas individuales	2 h 26min
Programa de sinterización estándar para coronas individuales y puentes de hasta 3 piezas	4 h 25min
Programa de sinterización estándar para coronas individuales y puentes de hasta 14 piezas	9 h 50min

Tabla 6. Programa de sinterizado según la casa comercial Ivoclar. (Ivoclar Vivadent AG, 2017)

1.5.9. Ajuste y limpieza

Se coloca la restauraciones sobre el modelo de trabajo, verificar si se ajusta correctamente, se realizan retoques si es necesario.

Es necesario remover el polvo de óxido de zirconia sinterizado a la restauración con instrumental de fresado/rectificado. Como alternativa, el polvo de óxido de zirconia sinterizado a la restauración se puede retirar mediante arenado con un material con un tamaño de grano de 50–110 μm a una presión máxima de 1,5 bar.

Para la limpieza de las estructuras se realiza bajo chorro de agua o con chorro de vapor.

El pulido de las superficies que entran en contacto oclusal de las restauraciones monolíticas es muy importante. Un buen pulido protege al antagonista de una abrasión no deseada. Se debe asegurar de que las superficies se pulan minuciosamente tras un ajuste funcional mediante rectificado.

1.5.10. Maquillado y Caracterización

Se dan lo detalles finales dando una personalización natural teniendo en cuenta las características de los órganos adyacentes. Fig.25.

Existen pigmentos que permiten la caracterización de la restauración con apariencia natural (llamados stain en algunas casas comerciales)

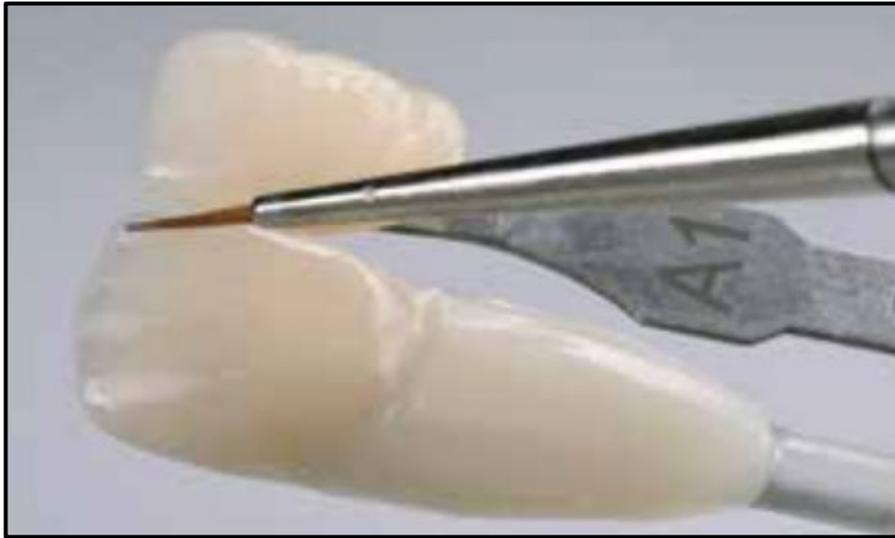


Figura 25. Maquillado (Ivoclar Vivadent AG, 2017)

1.5.11. Pulido y acabado

El propósito del pulido es proporcionar un brillo similar al del esmalte a la restauración. Las partículas más pequeñas proporcionan superficies más suaves y brillantes. Sin embargo, la velocidad para lograr un brillo depende de la dureza y el tamaño de las partículas abrasivas y del método de abrasión (por ejemplo, abrasión de dos cuerpos o abrasión de tres cuerpos). Idealmente, las partículas abrasivas en el rango de tamaños de partículas de hasta 20 μm proporcionan brillo con un aumento bajo. Al final de este proceso, no debería haber rasguños visibles. Sin embargo, siempre habrá rayones que se pueden detectar con mayor aumento. La superficie debe limpiarse entre pasos porque las partículas abrasivas que quedan en la superficie del paso anterior pueden causar rayones profundo (Anusavice, 2013).

La calidad del acabado y pulido de la superficie se puede caracterizar mediante la medición de la rugosidad de la superficie utilizando un perfilómetro, un microscopio óptico. En la práctica clínica, el brillo de la superficie generalmente se juzga sin aumento. La mayor parte del tiempo, la suavidad de la superficie se correlaciona con el brillo. Sin embargo, la superficie más lisa no proporciona necesariamente la superficie más brillante. Para aplicaciones industriales, se utilizan reflectómetros para medir el brillo. Sin embargo, es difícil usarlos con éxito para aplicaciones dentales debido al contorno irregular y al pequeño tamaño de las restauraciones dentales (Anusavice, 2013)

La superficie labial o vestibular se pulen con discos de goma antes del glaseado para conseguir una mayor translucidez e intensidad de color.

1.5.12. Glaseado

Es el brillo final que obtendrá la corona, se aplica en la superficie para proporcionar alto brillo y fluorescencia a una temperatura de 710°C (dependiendo de la casa comercial). Fig.26.



Figura 26. Coronas unitarias anteriores de zirconia monolítico. Fuente propia.

1.6. Metal-porcelana

1.6.1. Breve reseña histórica

El metal porcelana ha sido uno de los avances más importantes para la odontología estética en los tiempos modernos. Según *Kuwata en su libro Creating harmony in dental ceramics*, *Kats y Kats* fueron los pioneros en metal cerámica que a finales de los años cuarenta, concibieron y desarrollaron por primera vez los materiales y la tecnología. Más tarde con el importante respaldo del revestimiento de los hermanos Weinstein, se inscribió la primera patente de porcelana fundida sobre metal. Aunque mucha gente ha desempeñado un papel importante en los inicios del desarrollo las contribuciones de Kuwata fueron importantes, especialmente en las áreas del tamaño de la partícula y la selección de los pigmentos, así como su investigación sobre el coeficiente de expansión térmico y la fuerza de unión entre porcelana y metal. A causa de una excesiva fragilidad la porcelana sola tiene sus limitaciones que se superan empleando porcelana fundida sobre aleaciones de metal(libro Goldstein, 2002).

Las restauraciones de metal-porcelana combinan la fuerza y la precisión de del metal colado con la estética de la porcelana. Su uso ha crecido de forma marcada en los últimos 30 años como resultado de mejoras técnicas. Sin embargo es importante limitar la utilización de este tipo de restauración ya que existe cierta tendencia a usarlo en exceso.

Restauraciones de metal cerámica no deben sustituir aquellas menos destructivas sobre todo cuando estas últimas pueden desempeñar perfectamente la función que se les ha asignado.

Desde su introducción en odontología hace casi cuatro décadas, la corona metal-porcelana ha recibido diferentes nombres. En diferentes momentos y en diferentes partes de Estados Unidos se denominó “corona cerámico” debido a una

de las primeras marcas de porcelana utilizada para la fabricación de este tipo de restauración. Igualmente se conoció con otras expresiones como “corona con recubrimiento de cerámica” (CRC), porcelana fundida sobre oro (PFO) y porcelana fundida sobre metal (PFM), expresión habitual en la bibliografía odontológica durante los años 70 y 80 (Macchi, 2007).

1.6.2. Definición

La restauración de metal-porcelana consiste en un colado o cofia de metal que se ajusta a la preparación dentaria, más la cerámica fundida sobre ella. La cofia tiene la apariencia de poco más que un dedal delgado y puede reconocerse claramente como una corona colada algo rebajada. Los contornos en la zona recortada se reemplazarán por porcelana que enmascarará o esconderá la cofia de metal, consiguiendo los contornos deseados y haciendo la restauración estéticamente agradable. En una restauración de metal cerámica la cofia de metal se cubre con 3 capas de porcelana (Jr. Shillingburg, 2006) Fig. 27.

1.- La porcelana opaca esconde debajo el metal, inicia el desarrollo del color y juega un papel importante en el proceso de unión entre la cerámica y el metal.

2.- La porcelana dentinaria o cuerpo de la porcelana forma la masa de la restauración y proporciona la mayor parte del color.

3.- La porcelana del esmalte o incisal aporta translucidez a la restauración.

A fin de crear efectos especiales y la caracterización, entre estas 3 capas básicas se emplean otras porcelanas como dentinas opacas o modificadoras de la dentina o porcelana clara.

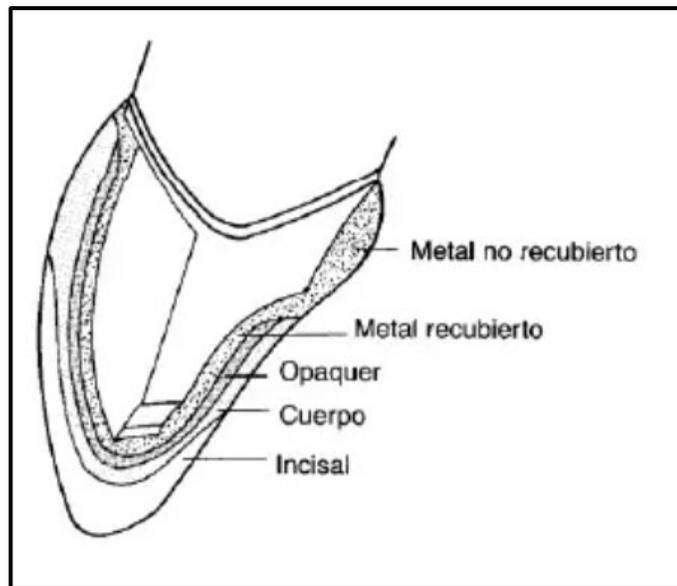


Figura 27. Capas de una restauración metal-porcelana. (Jr. Shillingburg, 2006)

Existen dos razones principales para aceptar las restauraciones de metal-porcelana. En primer lugar, son más resistentes a la fractura que la corona tradicional totalmente cerámica, pues la combinación de la cerámica y el metal unidos resulta más fuerte que la cerámica sola. Esta fuerza de las restauraciones de metal porcelana depende de la unión entre la cerámica y la subestructura de metal, el diseño y la rigidez de la cofia de metal y la compatibilidad del metal y la porcelana. (Jr. Shillingburg, 2006)

1.6.3. Mecanismos de unión

Se han descrito cuatro mecanismos para explicar la unión entre la carilla de cerámica y la estructura de metal:

- 1.- Atrapamiento mecánico
- 2.- Fuerzas compresivas
- 3.- Fuerzas de van der Waal
- 4.- Unión química.

El atrapamiento mecánico crea una unión al bloquear la cerámica con las microabrasiones de la superficie de la copia de metal, que se producen mediante el acabado del metal con piedras o discos no contaminantes y abrasión por aire.

Cuando se compara con el metal no preparado el acabado de la superficie favorece la unión metal porcelana. La abrasión por aire favorece la humectabilidad, proporciona la retención mecánica y aumenta la superficie para la unión química.

Las fuerzas compresivas dentro de una restauración metal porcelana se desarrollan con una cofia bien diseñada y un coeficiente de expansión térmica que debe ser ligeramente mayor para la cofia de metal que para la porcelana que lo recubre. Esta pequeña diferencia en coeficientes de expansión térmica hará que la porcelana sea arrastrada hacia la copia de metal una vez que la restauración se enfríe después de la cocción. (Jr. Shillingburg, 2006)

Las fuerzas de van der Waal comprenden la afinidad basada en una atracción mutua de moléculas cargadas. Si bien contribuyen a la unión, son una fuerza menor que no resulta tan significativa como anteriormente se creía. Aunque la atracción

molecular representa una contribución menor a la fuerza de unión total, resulta importante en el inicio del mecanismo más importante de la unión química

La Unión química viene indicada por la formación de una capa de óxido sobre el metal y por la fuerza de unión que se aumenta con la cocción en una atmósfera oxigenada. Cuando se cuece sin vacío los elementos traza de la aleación de oro como el estaño el indio, el galio o el hierro migran a la superficie formando óxido que posteriormente se unen a óxido similares en la capa opaca de la porcelana, Una aleación de oro que contiene pequeñas cantidades de estaño y de hierro crea una unión significativa más fuerte con la porcelana de lo que lo haría una aleación de oro pura.(Jr. Shillingburg, 2006)

La fuerza de unión de la verdadera adhesión es tal que la fractura o el fracaso se producen en la porcelana, al igual que una separación limpia entre la porcelana y la cofia metálica evidencia el fracaso de la unión, o bien por la presencia de una capa de óxido excesiva.

1.6.4. Aleaciones utilizadas para fabricar restauraciones metal-porcelana

No es posible considerar por separado las propiedades de la porcelana. La porcelana y el metal utilizados para una restauración deben tener temperaturas de fusión y coeficiente de expansión térmica compatible. Las aleaciones convencionales de oro poseen un elevado coeficiente de expansión térmica ($14 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$), mientras que la porcelana convencional tiene un valor mucho menor ($2-4 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$). Una diferencia de $1,7 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ puede producir una tensión de cizallamiento suficiente para impedir la unión. La diferencia óptima entre los dos no debe ser mayor de $1 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$. (Rosenstiel, 2009)

El rango de fusión de la aleación utilizada en la cofia metálica debe ser entre 170 y $280 \text{ }^\circ\text{C}$ (de 300 a $500 \text{ }^\circ\text{F}$) más elevado que la temperatura de fusión de la porcelana aplicada sobre ella. Un rango de fusión similar de los dos materiales provocaría la distorsión o la fusión de la cofia durante la cocción y el glaseado de la porcelana. Cuanto mayor sea la diferencia, menos problemas se hallarán durante la cocción. Una cofia de metal noble está sujeta a flujo o escurrimiento cuando se calienta a $980 \text{ }^\circ\text{C}$ ($1.800 \text{ }^\circ\text{F}$).

Por ello, la porcelana utilizada no debe precisar en este caso que el metal se caliente muy por encima de este punto. Las porcelanas usadas habitualmente para este objetivo poseen una temperatura de fusión de casi $980 \text{ }^\circ\text{C}$ ($1.800 \text{ }^\circ\text{F}$) como mientras que las aleaciones nobles se derriten a casi $1260 \text{ }^\circ\text{C}$ ($2.300 \text{ }^\circ\text{F}$).

Se han empleado muchas aleaciones para las restauraciones de metal-porcelana. La Asociación Dental Americana (ADA) ha desarrollado un sistema de clasificación para las aleaciones coladas.

La clasificación es: alta nobleza contenido igual o mayor del 60% de oro, platino y paladio o contenido de oro igual o mayor del 40%; noble igual o mayor del 25% de oro, platino, y paladio y no noble menos del 25%. (Los metales nobles son el oro, el platino, el paladio y otros metales del grupo del platino)(Jr. Shillingburg, 2006). Tabla.27.

Clasificación de aleaciones:	
Altamente nobles	
	Oro- platino-paladio
	Oro-platino-plata
	Oro-paladio
Nobles	
	Paladio-plata
	Rico en paladio
Predominantemente base	
	Cromo- níquel
	Cromo-níquel-berilio
	Cromo-cobalto

Figura 7. Clasificación de aleaciones(Jr. Shillingburg, 2006).

Las aleaciones que se han demostrado más satisfactorias para las coronas metal porcelana y las prótesis parciales fijas están compuestas de oro (del 44 y 55%) y de paladio (del 35 al 45%) de pequeñas cantidades de galio, indio y/o estaño. Los inconvenientes atribuidos más frecuentemente a las aleaciones de oro-paladio son el costo y la incompatibilidad con ciertos tipos de porcelanas. Otros sistemas desarrollados a lo largo de los últimos 20 años han tenido igualmente éxito. La elección de una aleación debe realizarse una vez sopesados todos los factores a tener en cuenta (Anusavice, 2013; Jr. Shillingburg, 2006).

A principios de los años se 70 un aumento de la fluctuación del coste del oro disparó el interés en metales alterna alternativos para el colado, de modo que se desarrollaron metales no nobles. Estos están basados en el níquel y el cromo. Se añaden otros ingredientes no precios a los metales no nobles para modificar sus propiedades, la precisión del colado y la compatibilidad del metal con la porcelana (Barcelo & Jorge Mario, 2008; Jr. Shillingburg, 2006).

Una transición lógica fue la aplicación de materiales que comúnmente se utilizaban en la fabricación de estructuras de prótesis parcial removible a las prótesis fijas. Estas aleaciones poseen propiedades deseables como un bajo coste fuerza y mayor dureza con a elevadas temperaturas de fusión con una resistencia más alta a la distorsión durante la cocción de la porcelana sin embargo existen problemas inherentes a estas aleaciones cuando se utilizan como parte integral de un sistema metal cerámica (Jr. Shillingburg, 2006).

Estos inconvenientes incluyen: excesiva formación de óxido, dificultad en el acabado y el pulido y biocompatibilidad cuestionable (Jr. Shillingburg, 2006).

Para ser útil una aleación en la técnica de porcelana fundida sobre metal debe cumplir:

- Ser capaz de formar óxidos que interactúan con el vidrio de la porcelana que será fundida sobre ella.
- Tener un coeficiente de variación dimensional térmica compatible con la de la porcelana.
- Tener una temperatura de fusión bastante elevada que aquella necesaria para la fusión de la porcelana.
- Poseer un módulo de elasticidad suficientemente elevado para brindar un soporte de adecuada rigidez a la porcelana.

1.6.5. Diseño de la cofia

La cofia de metal constituye una parte importante de la restauración de metal porcelana que, por desgracia, a menudo se pasa por alto. Su diseño puede tener un efecto importante sobre el éxito o el fracaso de la restauración. Para proporcionar integridad estructural durante la función, la cofia debe reflejar la única relación de dos materiales diferentes utilizados para fabricar las restauraciones de metal-porcelana (Jr. Shillingburg, 2006).

La cofia debe permitir que la porcelana permanezca bajo compresión al soportar la región incisal, la tabla oclusal y los rebordes marginales. De otro modo, las fuerzas oclusales crearán una situación similar a la aplicación de una carga sobre una hoja de cristal suspendida entre 2 caballetes. Sin un soporte subyacente el cristal se romperá y lo mismo le ocurrirá a la persona porcelana sobre la restauración (Anusavice, 2013; Jr. Shillingburg, 2006).

Cuando se diseña una copia metálica para una restauración de metal porcelana existen cuatro características importantes a tener en cuenta:

- 1.- Grosor del metal subyacente y adyacente a la porcelana
- 2.- Situación de los contactos oclusales y proximales
- 3.- Extensión de la zona a recubrir con la porcelana
- 4.- Diseño del margen vestibular

1.6.6. Grosor del metal

La porcelana debe tener un grosor mínimo que sea compatible con una estética correcta. Una porcelana relativamente delgada, de un grosor uniforme y soportado por un metal rígido resulta más fuerte. El grosor absolutamente mínimo de la porcelana es de punto 0,7 mm, mientras que el deseable alcanza 1.0 mm. Fig.28. Debe reforzarse en la preparación o compensarse con un grosor adicional de la cofia en esas zonas las deficiencias entre el reborde incisal, las zonas interproximales o la superficie oclusal de la preparación dentaria provocadas por la presencia de caries o por restauraciones previas.

Un contorno convexo uniforme de la zona de recubrimiento distribuye mejor la tensión. Conviene evitar los ángulos agudos y las zonas socavadas. La unión externa de la porcelana al metal debe ser en ángulo recto para evitar el pulido del metal y la posterior fractura. Es más probable que un ángulo agudo de metal en la interface metal-porcelana provoque el agrietamiento de la porcelana que un ángulo de 90 a 135°. Por otro lado, si el reborde del metal en la línea de unión metal-porcelana está biselado o redondeado, la porcelana acabará en un bisel por el cual se mostrará el metal oxidado o el opaquer.(Jr. Shillingburg, 2006; Macchi, 2007)

Para una fuerza y una rigidez adecuadas, es importante que la cofia de metal tenga como mínimo de 0.3 a 0.5 mm de grosor. Una aleación de metal base con una fuerza más elevada y una temperatura de fusión alta puede tener un grosor de 0.2 mm punto la anchura de la cofia puede variar según la configuración de la preparación.



Figura 28. Calibrado de cofia metálica (Jr. Shillingburg, 2006)

1.6.7. Porcelana dental

La porcelana dental convencional es una cerámica vítrea a base de una red de sílice (SiO_2) y feldespato potásico ($\text{K}_2\text{O}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$), feldespato sódico ($\text{Na}_2\text{O}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$), o ambos. Los feldespatos utilizados para las porcelanas dentales son relativamente puros e incoloros. Por lo tanto, se deben agregar pigmentos para producir los tonos de los dientes naturales o la apariencia del color de los materiales de restauración del color del diente que pueden existir en los dientes adyacentes. Se agregan pigmentos, opacificantes y vidrios para controlar la temperatura de fusión, la temperatura de sinterización, el coeficiente de contracción térmica y la solubilidad (Anusavice, 2013).

Las porcelanas feldespáticas contienen, en peso, una variedad de óxidos que incluyen una matriz de SiO₂ (52 % a 65 %), Al₂O₃ (11 % a 20 %), K₂O (10 % a 15 %), Na₂O (4 % a 15 %), y ciertos aditivos, incluidos B₂O₃, CeO₂, Li₂O, TiO₂ y Y₂O₃.(Anusavice, 2013)

Estas cerámicas se denominan porcelanas porque contienen una matriz de vidrio y una o más fases cristalinas, aunque el término porcelana tradicionalmente se refiere en la industria a los productos producidos a partir del caolín como componente principal. No pueden clasificarse como vitrocerámicas porque la formación de cristales no se produce a través de la nucleación controlada, la formación de cristales y el crecimiento. (Anusavice, 2013)

En la actualidad, porcelana dental responde a composiciones bastante diversas y puede, por estos motivos, definírsela como un material compuesto por óxidos metálicos que es conformado y luego consolidado por medio de un tratamiento térmico a alta temperatura y en cuya estructura final se diferencian fases amorfas (vidrio) y cristalinas (cristales). Esta definición indica la naturaleza cerámica del material, la presencia de dos tipos de fases en su estructura (vidrio y cristales) y la necesidad de la acción de temperaturas elevadas para su empleo.(Belhouchet et al., 2019)

1.6.8. Composición básica de la porcelana dental

Todas las porcelanas, sean del tipo que sean, están formadas por tres materias primas fundamentales cuya proporción varía en función de las propiedades que se quieren obtener o modificar y son feldespato, cuarzo (sílice) y caolín o arcilla blanca(Barcelo & Jorge Mario, 2008).

El componente mayoritario es el feldespato seguido del cuarzo (forma cristalina del sílice) y en menor medida del caolín. La diferencia entre las porcelanas dentales y las no dentales la marcó inicialmente el contenido en caolín (> 50% de la masa total en la cerámicas no dentales) responsable último de la manipulación y moldeado de la masa a la que le confiere una gran opacidad y pérdida de transparencia cuando es mayor del 10% de la masa, motivo éste por el que se redujo progresivamente su presencia hasta niveles mínimos en las porcelanas dentales actuales. Además de los componentes básicos, aunque en menor proporción, contribuyen a la mejora del aspecto y a brindar propiedades ópticas de fluorescencia (Barcelo & Jorge Mario, 2008).

1.6.9. Clasificación

1.1.9.1. Clasificación de la porcelana según su temperatura de sinterización

- Alta fusión: Alrededor de 1.300 °C
- Media fusión: 1.100-1.300 °C
- Baja fusión: 850-1.100 °C
- Muy baja fusión: < 850 °C (Anusavice, 2013; Barcelo & Jorge Mario, 200)

La citada clasificación tiene cierta utilidad, ya que indica el tipo de aparato (horno) que será necesario para alcanzar esas temperaturas y trabajar con una porcelana en particular. Sin embargo, no permite estimar las propiedades, por ejemplo las mecánicas, que pueden esperarse en la masa final. En efecto, las propiedades mecánicas no están determinadas por la temperatura a la que se realiza el trabajo, sino por la estructura del material que incluye el tipo y la cantidad de cristales presentes en la estructura bifásica. Esas propiedades mecánicas son las que determinan la posibilidad de uso de una porcelana en particular.

1.1.9.2. Clasificación de porcelanas según su composición

- **Porcelana feldespática convencional**

En cuanto a su estructura, el material cerámico puede ser considerado un material compuesto, dada la diversidad de elementos que la integran, donde la estructura predominante la constituye la matriz amorfa o vítrea mientras que otros compuestos aparecen dispersos en el seno de ellos como estructura cristalina o cristales. Los átomos o moléculas de los materiales pueden distribuirse en el espacio de manera que se encuentren ubicados a igual distancia con los adyacentes, con una distribución completamente regular, ordenada, geométrica y repetitiva. Se constituye así la estructura cristalina. Esta situación estructural es la que se encuentra fundamentalmente en los metales. En los materiales cerámicos puede darse una situación equivalente pero con más de un tipo de reticulado espacial; sin embargo también es posible que en alguno de ellos los átomos no se encuentren ordenados en un retículo cristalino geométrico y repetitivo sino ubicados casi aleatoriamente en el espacio formando una estructura amorfa o vítrea, es decir sin ningún orden geométrico repetitivo, constante o concreto. La estructura cristalina es por tanto opuesta a la estructura amorfa o vítrea.(Martínez Rus et al., 2017; Tamayo et al., 2020)

Las porcelanas dentales presentan una dualidad estructural. El feldespato, uno de los componentes mayoritarios de las porcelanas, una vez fundido con los óxidos metálicos solidifica en forma vítrea o amorfa y constituyen la fase vitrificada y son por tanto vidrios desde el punto de vista estructural, mientras que el cuarzo, el segundo componente cuantitativamente importante, contribuye a formar la fase cristalina de las cerámicas(Anusavice, 2013).

En general las porcelanas feldespáticas responden a la composición básica. El feldespato es el compuesto principal, responsable de la formación de la matriz vítrea formado por silicatos de aluminio combinados con metales. En sus valencias libres se combina con Na, K y Ca que a su vez actúan como fundentes para ayudar a la formación de la fase vítrea (Anusavice, 2013).

El feldespato no existe puro como tal en la naturaleza sino que se presenta como feldespato potásico o sódico. Dentro del amplio grupo de los feldespatos hay un grupo que presenta menor proporción de sílice, como la leucita (silicato de aluminio y potasio) que aparece a ciertas temperaturas durante la fusión de los feldespatos y no suele aparecer como tal mineral en la naturaleza. La presencia de leucita es uno de los sistemas de incremento de la resistencia de las coronas de cerámica sin metal. Las porcelanas que contienen mucha leucita son unas dos veces más resistentes que las que contienen cantidades menores. (Bertoldi Hepburn, 2012)

El cuarzo es el mineral más difundido de la corteza terrestre y por tanto muy abundante en la naturaleza es transparente, incoloro, brillante y muy duro. Tiene un elevado punto de fusión, un coeficiente de dilatación lineal muy pequeño y es muy estable químicamente pues apenas es atacado por los ácidos salvo el fluorhídrico. Sirve de estructura sobre la que los otros compuestos pueden acoplarse dando como resultado de la unión un material más resistente. La presencia de alúmina (óxido de aluminio) en distintas proporciones da lugar a un aumento de la dureza y disminuye de forma importante el coeficiente de expansión térmica de la porcelana. Su forma natural de presentación es el corindón.

El caolín es el silicato hidratado de alúmina. Es la más fina de las arcillas y su presencia es necesaria para el moldeamiento de la porcelana. Le confiere plasticidad y facilita la mezcla con el agua manteniendo la forma durante el secado y el horneado, lo que permite, dependiendo de la composición, hacerse densa y resistente sin perder la forma. El mayor problema que presenta es la pérdida de

transparencia y el aspecto opaco lo que ha conducido a una disminución progresiva de la proporción en la mezcla o a la sustitución por distintas sustancias fundentes. La técnica dental a diferencia de otros usos de la porcelana, maneja en general formas pequeñas y simples por lo que la reducción del caolín en el total de la masa no altera de forma importante la manejabilidad o plasticidad de la masa y contribuye a mejorar la translucidez y la opacidad que es inherente a la presencia de caolín en las masas cerámicas. Los distintos colores que puede adquirir la porcelana dependen de la presencia de óxidos metálicos y de su concentración de tal forma que con un mismo óxido se pueden obtener distintas gamas de un color variando las proporciones del compuesto y la temperatura de cocción. En la actualidad no se realizan coronas feldespáticas como tales ya que presentan una resistencia flexural menor a 100MPa(Macchi, 2007), usándola actualmente como recubrimiento de otras porcelanas, generalmente con elevado contenido en alúmina o vitrocerámicas, en un intento de combinar las mejores propiedades de resistencia con la caracterización estética, que las porcelanas feldespáticas pueden aportar.

Marcas comerciales de cerámicas feldespáticas son entre otras la Optec, Mirage, Vintage, IPS Classic (Fig.29.), Ceramco, Creation/surprise, Vita Omega 900 y Vitadur Alpha



Figura 29. Porcelana feldespática, IPS Classic.(Ivoclar Vivadent AG, 2017)

- **Porcelana feldespática reforzada con leucita o (porcelana feldesptica reforzada)**

El feldespato puede formar leucita, que es un mineral de silicato de potasio y aluminio con un alto coeficiente de expansión térmica. La leucita puede estar presente en la porcelana feldespática de dos formas: en primer lugar, la formación de este mineral a través de la fusión incongruente del feldespato potásico (la fusión incongruente es un proceso mediante el cual un material se funde para formar un líquido y un material cristalino diferente. En segundo lugar, la agregado de leucita a la cerámica como polvo sintético.(Santander et al., 2010)

Las porcelanas reforzadas con leucita se pueden usar para fabricar restauraciones de metalcerámica. La gran diferencia entre el coeficiente de expansión térmica de los metales y el de la cerámica es uno de los problemas encontrados al fabricar restauraciones de metalcerámica, así como la diferencia en el coeficiente de expansión térmica entre capas de cerámica cuando se enfría a temperatura ambiente(Macchi, 2007)

Este desequilibrio crea una tensión residual entre ambos materiales que puede desencadenar una falla en la interfaz. Por lo tanto, se requiere una compatibilidad capa a capa que involucre la cerámica y el metal subyacente. El contenido de leucita en las cerámicas está asociado con un aumento en la resistencia a la propagación de grietas(Macchi, 2007)

Pinto et al evaluaron el efecto que tiene el pH sobre Cerámica reforzada con leucita. estos autores concluyó que un pH ácido (3.5) produce un reducción en la fuerza general de la cerámica con reforzada con leucita(Santander et al., 2010)

▪ Porcelanas aluminosas convencionales

La cerámica aluminosa fue desarrollada por primera vez por MacLean y Hughes para fabricar coronas dentales protésicas. El principio de este tipo de cerámica es que existe una dispersión de cristales de alta resistencia y alto módulo elástico dentro de la matriz vítrea para fortalecer y endurecer la cerámica (Barcelo & Jorge Mario, 2008).

Incorporaron a la porcelana feldespática cantidades importantes de óxido de aluminio reduciendo la proporción de cuarzo lo que mejoró mejoraban extraordinariamente las propiedades mecánicas de la cerámica (Macchi, 2007)

La alúmina tiene la propiedad de fortalecer la porcelana feldespática, haciéndola más resistente a las fracturas. Este hecho puede observarse al comparar la resistencia de la cerámica aluminosa con la de la porcelana feldespática y al comparar los valores de dureza y resistencia de la cerámica aluminosa con los de otros sistemas cerámicos. (Tamayo et al., 2020) El tamaño de partícula de alúmina se ha propuesto como un factor que mejora la aglomeración de partículas y algunas propiedades mecánicas, como la resistencia a la fractura, de la matriz de alúmina parcialmente sinterizada. La presencia de alúmina disminuye la fragilidad inherente de los vidrios y el riesgo de desvitrificación, que es un proceso por el cual las cerámicas se vuelven opacas y quebradizas como resultado de su cristalización, debido a la pérdida de la estructura vítrea. (Macchi, 2007; Santander et al., 2010)

Se caracterizan por tener un contenido en alúmina entre el 20 y el 45%, proporción que les permite combinar unas buenas cualidades ópticas con una tenacidad razonable. Se utilizan fundamentalmente en el recubrimiento estético y funcional de los núcleos aluminosos de alta resistencia.

- **Porcelanas aluminosas de alta resistencia**

Se definen porque la alúmina está presente en su composición en un 60-99%. Al tener tal alto porcentaje, su microestructura es básicamente cristalina. Debido a ello poseen una elevada resistencia mecánica (300-700 Mpa). Estos valores permiten a algunas de estas cerámicas confeccionar no solo núcleos para las coronas sino también para puentes(Santander et al., 2010).

- **Porcelana reforzada con espinela**

Una variación de este material es sustituir la alúmina por un óxido tipo espinela de Mg y Al. De esta forma se logra mejorar la translucidez, pero perdiendo resistencia(Macchi, 2007).

- **Porcelana reforzada con zirconia**

Es una porcelana feldespática con fibras o cristales de zirconia (óxido de zirconio). En la zirconia puede generarse una transformación de fase que produce un reordenamiento estructural. Como resultado de ella se logra detener la propagación de las fracturas que se generan en la estructura. La transformación ocurre a 1.173° C, pero puede ser estabilizada a temperatura ambiente utilizando óxidos(Macchi, 2007).

1.6.10. Criterios de desgaste dentario para restauración total anterior metal-porcelana. Tabla 8.

SUPERFICIE DENTAL	DESGASTE	INSTRUMENTAL
VESTIBULAR/ LABIAL	1.5 a 2mm	Fresa de diamante punta recta
INCISAL	2,0mm	Fresa de diamante punta recta
MESIAL Y DISTAL	1.5 a 2mm	Fresa de diamante punta recta
LINGUAL/PALATINO	1.5mm	Fresa de diamante con forma de balón
LINEA DE TERMINACION CERVICAL	Hombro cavo superficial de 90°(recto)	Fresa de diamante punta recta
	Hombro chaflán	Fresa de diamante punta redondeada
ACABADO	Redondear ángulos rectos y acabado satinado, sin marcas del tallado con la fresa de diamante.	Fresas de diamante de grano fino, piedras de óxido de aluminio

Tabla 8. Criterios de desgaste dental para coronas metal-porcelana. Nota: Si se desea mejor estética será necesario mayor desgaste. (Jr. Shillingburg, 2006; Rosenstiel, 2009)(Rosenstiel, 2009)(Luis Fernando, 2001)

1.6.11. Indicaciones

- Malformación dental
- Caries avanzada o reducción de estructura dental
- Problemas estéticos: hipoplasia del esmalte
- Estética
- Contraindicaciones
- Paciente jóvenes con cámaras pulpares grandes debido al alto riesgo de exposición pulpar

1.6.12. Ventajas

- Existen razones para aceptar su eficacia:
- Son más resistentes a la fractura que la corona tradicional totalmente cerámica, la corona de porcelana, pues la combinación de la cerámica y el metal unidos resulta más fuerte.
- Constituyen un medio seguro de fabricar una prótesis parcial fija estética cuando se precisa un recubrimiento completo sobre uno o dos retenedores.
- Excelente cualidades de retención.
- Una preparación menos exigente.

1.6.13. Desventajas

- Pueden llegar a presentar cierto tipo de problemas estéticos y perioprotésicos, como un borde metálico visible que estéticamente es desagradable
- Puede ocasionar retracción gingival, cuando se encuentran sobre contorneadas, reducen el ajuste cervical, pueden existir fallas de unión entre el metal y la cerámica.

- No permite márgenes delgados, se debe hacer hombro profundo o chanfer profundo, nunca hacer bisel.
- Aumento de posibilidad de desarrollar enfermedad periodontal debido a que el margen vestibular suele prepararse subgingivalmente para mejorar la estética.
- Desgaste piezas antagonistas
- Riesgo de causar reacciones alérgicas en pacientes con hipersensibilidad al níquel, cromo y berilio
- Remoción de gran cantidad de estructura dental
- Posibilidad de fractura debido a la fragilidad de la porcelana
- Peor estética en comparación con la corona totalmente cerámica.
(Rosenstiel, 2009)

Alergia a los metales

El berilio que se añade a las aleaciones para controlar la formación de óxido es un carcinógeno, puede suponer un riesgo para el personal del laboratorio que corra el riesgo de inhalar lo en forma de polvo en zonas de trabajo mal ventiladas. Aproximadamente el 5% de la población general es sensible al níquel, sensibilidad que resulta 10 veces más prevalente en mujeres que en hombres.

La dermatitis de contacto por prótesis que contienen níquel parece ser un riesgo para algunos pacientes. La disolución y el desgaste oclusal afectan la cantidad de níquel y de berilio que se liberan en un entorno oral artificial. Esta sensibilidad al níquel debe considerarse en el diagnóstico de cualquier cambio en el tejido blando que se produzca cuando se coloca una corona.(Anusavice, 2013; Jr. Shillingburg, 2006)

1.7. Proceso de fabricación de restauración unitaria metal porcelana

Las propiedades mecánicas de una restauración de metal-porcelana dependen, en gran medida del diseño de la subestructura que sostiene el revestimiento cerámico, en algunas ocasiones el margen se afina hasta alcanzar filo de cuchillo para que la línea del metal no sea visible.

1.7.1. Limpieza

Aunque un armazón preparado adecuadamente parece liso a simple vista, su apariencia es bastante rugosa al verla en un microscopio. Hay que eliminar las pequeñas partículas, los restos del desgaste, el aceite y la grasa de los dedos porque interfieren en el proceso de humectación, que es crucial para que la unión. Se puede eliminar con alcohol al 92%, limpieza al vapor y no tocar la superficie del metal una vez completada la limpieza. Fig.30.



Figura 30. Subestructura de metal limpiada, antes de meterla al horno para oxidación. (Rosenstiel, 2009)

1.7.2. Oxidación

Para crear la unión química entre el metal y la porcelana, se crea una capa controlada de óxido en la superficie del metal. En las aleaciones de metales nobles, los elementos base empleados para formar el óxido son hierro, estaño, indio y galio (Rosenstiel, 2009).



Figura 31. Subestructura oxidada. (Rosenstiel, 2009)

La capa de óxido se obtiene normalmente colocando la subestructura en una placa de cocción, insertándola en la mufla del horno de porcelana y elevando la temperatura a un nivel específico para cocción. En la cámara de cocción se crea el vacío, que aunque no es suficiente para eliminar los gases adherentes, reduce el grosor de la capa de óxido. Muchas veces se utiliza incorrectamente el término desgasificación refiriéndose a oxidación (Anusavice, 2013; Rosenstiel, 2009). Fig.31.

1.7.3. Porcelana opaca

- La primera aplicación de porcelana se puede realizar una vez se ha enfriado la oxidación a temperatura ambiente tras sacarlo del horno.
- Antes de la cocción evaluar la aplicación opaca para ver verificar si cumple con los siguientes criterios:
- Toda la superficie de la cofia debe estar cubierta homogéneamente con una capa lisa que cubra el color del metal.
- No hay excesos en ninguna zona de la superficie
- No hay opacidades en el interior de la subestructura
- Si cumple con estos requisitos se lleva a la mufla del horno. Tras la primera cocción, se retira de la mufla y se deja enfriar.
- Se inspecciona el revestimiento opaca por si hay fisuras y si la cobertura es adecuada. la capa opaca cocida debe tener la apariencia de un huevo, si es necesario se puede aplicar una segunda capa de material opaco. Fig. 32.

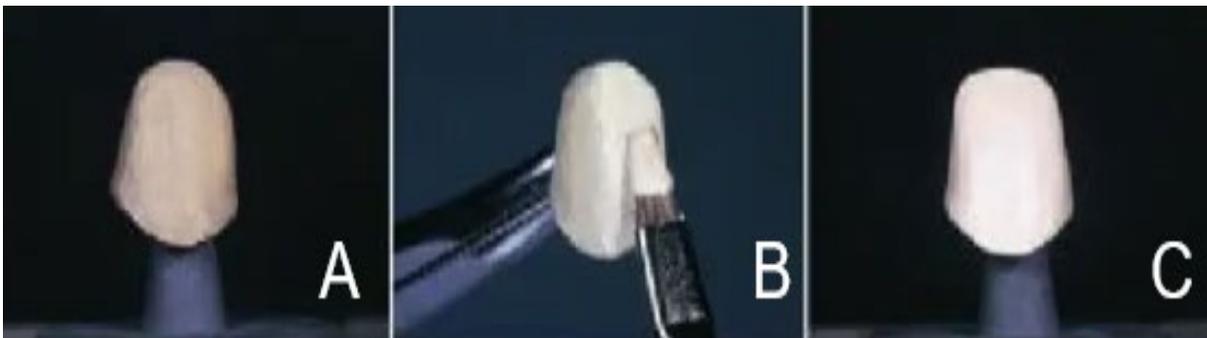


Figura 32 A. Aplicación de la primera capa de opacador, B. Aplicación de una capa opca adicional, C. Tras secarlo frente al horno, el polvo opaco debe tener una apariencia blanca mate uniforme. (Rosenstiel, 2009)

1.7.4. Porcelana de cuerpo e incisal

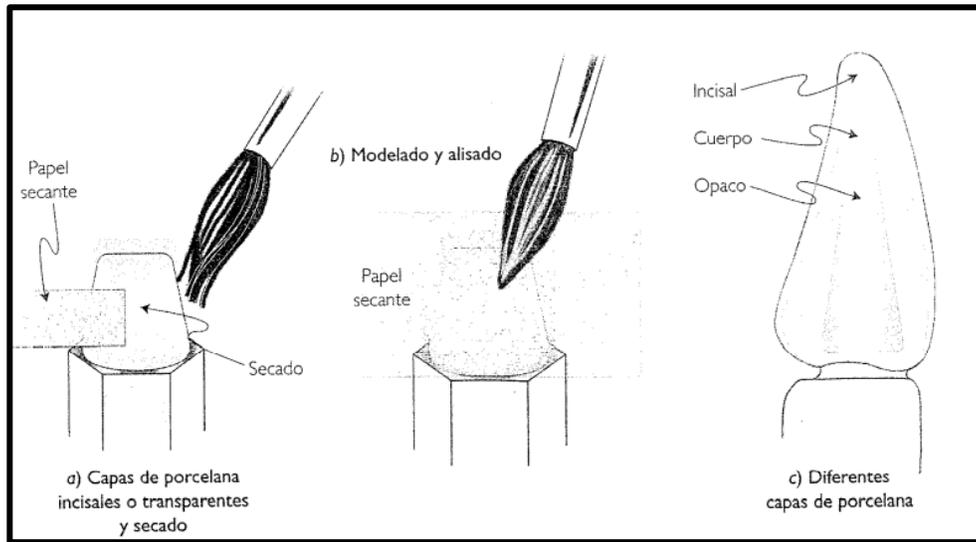


Figura 33. Aplicación de capas de porcelana. (Barcelo & Jorge Mario, 2008)

El uso de varias porcelanas en una restauración es bastante común. Fig. 33. Las porcelanas de cuerpo con opacidad aumentada se pueden utilizar cuando exige menos translucidez para imitar los rasgos anatómicos de los dientes naturales adyacentes. Los polvos especiales para cuello se pueden aplicar en el tercio cervical y los polvos incisales en el borde incisal para imitar el esmalte.

Para confeccionar las restauraciones se mezcla el polvo apropiado para cada porción con agua destilada o líquidos orgánicos especiales que permiten obtener una masa de consistencia de más fácil trabajo, tanto el agua como el líquido especial sólo cumplen la función de formar una pasta trabajable, no generan ningún tipo de reacción con el polvo y se eliminan en el momento de la cocción, lo que determina una contracción (disminución de volumen) que se suma a la que puede producirse como consecuencia de la consolidación del polvo en una masa compacta (sinterizado) (Macchi, 2007; Rosenstiel, 2009).

La masa o pasta que ha sido obtenida se lleva por lo general con ayuda de un pincel sobre la cofia de metal (una vez ya colocada el opacador o porcelana opaca) la masa es moldeada y se somete a vibración suave para eliminar la mayor cantidad de agua o líquido posible (Macchi, 2007).

La porcelana no se coloca en un solo paso, sino que se combinan tres o más polvos con diversa composición (y propiedades finales) y diversos colores y translucidez. El núcleo central se hace con porcelana opaca, la mayor parte con polvo "dentina" o "cuerpo", que es también algo opaco y contribuye a darle color a la restauración. Por último, en incisal y en proximal se coloca un polvo más translúcido, justamente para imitar lo que sucede en un diente natural en esas zonas. Cada capa requiere una o más cocciones (bizcochados) (Macchi, 2007).

El régimen de calentamiento y enfriamiento en el horno y la temperatura de cocción dependen del fabricante aunque en la actualidad los hornos ya cuentan con programas acoplados que permiten hacer "vacío" (disminución de la presión con respecto al ambiente) así al reinstalarse posteriormente a la presión ambiente, la masa se compacta y se eliminan los poros o por lo menos disminuye su tamaño (Macchi, 2007).

La apariencia de la restauración acabada depende de su color, su forma y textura superficial, que se puede alterar modelando y caracterizando la porcelana dental para imitar la apariencia de los dientes naturales (Rosenstiel, 2009).

Una vez terminado el proceso de sinterizado (una corona, por ejemplo, requiere normalmente, por lo menos, tres cocciones), se obtiene la restauración.

1.7.5. Pulido y glaseado

Para eliminar cualquier rugosidad o porosidad superficial (y, algunas veces, luego de una prueba en la boca para comprobar la adaptación y la forma lograda) se realiza el glaseado de la porcelana. Con él se obtiene una capa externa lisa, brillante e impermeable, y la restauración adquiere un aspecto más natural. Una manera de hacerlo es utilizar un glaseador, es un vidrio de baja fusión que se aplica sobre la restauración después de terminar la última cocción. En el horno se procede a alcanzar su fusión. (Macchi, 2007; Rosenstiel, 2009) Fig.34.

Otro modo de obtener la superficie lisa y brillante consiste en prolongar un poco más la duración de la cocción final de la porcelana, que hace que el vidrio fluya hacia la superficie del material y así se logra el glaseado. El inconveniente es que esta forma de obtener el glaseado puede hacer perder la forma anatómica previamente obtenida.



Figura 34. A. Evaluación de la porcelana opaca, B. Montaje de porcelana y glaseado. (Rosenstiel, 2009)

1.8. Puntos de comparativos entre coronas unitarias anteriores entre metal-porcelana y zirconia. Tabla 9.

Puntos comparativos	Zirconia	Metal-porcelana
Estructura	Las cerámicas cristalinas tienen átomos dispuestos en cristales muy juntos con una alta densidad atómica, con una estructura densa y cohesiva que son muy difíciles de romper y fracturar.	Es opuesta al estado amorfo, típico de los vidrios, donde los átomos se disponen espacialmente al azar. La gran mayoría de las cerámicas dentales tienen una estructura mixta, porque poseen una fase cristalina y otra amorfa. Es decir, son materiales compuestos formados por una matriz vítrea (cuyos átomos están desordenados) en la que se encuentran inmersas partículas, más o menos grandes, de minerales cristalizados.
Resistencia mecánica/resistencia a la flexión	750 y 1300 MPa	Porcelana aluminosa de alta resistencia 300 a 700 Mpa
Biocompatibilidad	Alta biocompatibilidad por la mínima adherencia de placa dentobacteriana	Buena, aunque cabe señalar que hay riesgo de causar reacciones alérgicas en pacientes con hipersensibilidad al níquel, cromo y berilio
Estética	La capacidad de transmitir luz y su color marfil, similar al de los dientes, hacen al ZrO ₂ un excelente material para restauraciones estéticas	Excelente translucidez, sin embargo el metal proporciona una desventaja significativa ya que durante varios años en boca se genera una exposición del mismo siendo antiestético.
Choque térmico	Cuando la zirconia sinterizada se enfría a temperatura ambiente, se forman grietas debido al aumento de volumen desde la fase tetragonal hasta la fase monoclinica. Sin embargo es capaz de detener la grieta.	Son quebradizos y pueden fracturarse sin previo aviso cuando se flexionan excesivamente o cuando se calientan y enfrían rápidamente (es decir, en condiciones de choque térmico).

Puntos comparativos	Zirconia	Metal-porcelana
Tallado de la preparación dental	Menor desgaste. Es necesario como mínimo 0.6mm para soportar fuerzas masticatorias.	1.5 a 2 mm como mínimo
Desgaste dental	Causan menos desgaste al antagonista, por su resistencia al micro desprendimiento de partículas durante la fricción	Con la constante fricción sufre astillamientos superficiales microscópicos, que son los causantes del desgaste del esmalte dental
Conductividad térmica	Presenta baja conductividad térmica obteniendo ausencia de sensibilidad a los cambios térmicos	Alta conductividad térmica
Chipping	No aplica	Generalmente se observa en la porcelana por su baja resistencia a la fractura, se crea agrietamiento en la estructura principalmente en zonas de contacto
Adhesión a la placa dentobacteriana	Baja afinidad a la retención de placa dental	Mayor adhesión de placa dentobacteriana por su porosidad
Tiempos de trabajo	Reducido	Mayor tiempo de trabajo debido al largo procesos de elaboración.
Costo en laboratorio dental	Costos aproximados entre \$1,000 y 1,600 m.n. por unidad.	Costos aproximados entre \$700 y 1200 m.n. por unidad.

Tabla 9. Puntos comparativos zirconia/metal-porcelana.

2. CONCLUSIÓN

Las restauraciones de zirconia monolítica presentan mayores beneficios a pesar del posible costo elevado con respecto al metal porcelana.

Las propiedades mecánicas y físicas de las restauraciones de zirconia son superiores a las de metal-porcelana debido a su estructura policristalina, que a diferencia del metal porcelana puede detener la expansión de una grieta o fractura lo que evita la fragilidad del material, las porcelanas son excelente material para proporcionan translucidez a la restauración pero al tener metal como funda, al pasar de los años se genera un margen metálico en área cervical siendo antiestético, al igual que por las cargas o contactos oclusales se puede llegar a generar chipping en la porcelana por lo cual fracasaría la prótesis siendo antiestética y disfuncional.

Su tenacidad a la fractura, biocompatibilidad y estética en general de la zirconia son mejores en muchos aspectos y por lo tanto a pesar de ser un material relativamente nuevo y en muchos casos poco utilizado o conocido por los profesionales dentales debe tomarse con una nueva perspectiva y elegir el mejor material que así les parezca.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La porcelana es intermitentemente quebradiza y tiene relativamente baja resistencia a la tracción, por lo tanto, generalmente se fusiona a un sustrato metálico para aumentar su resistencia a la fractura. Sin embargo, esta base de metal reduce la transmisión de luz a través de la porcelana y crea decoloraciones de iones metálicos que pueden afectar la estética de la porcelana. Además, algunos pacientes tienen reacciones alérgicas o sensibilidad a varios metales.

¿A caso las coronas metal porcelana son la mejor opción para prótesis estéticas en sector anterior?

Por lo tanto se busca ampliar el panorama del profesional odontológico ofreciendo al paciente una mejor opción en cuanto al material de restauración. La zirconia es un material relativamente nuevo que proporciona amplias ventajas respecto a cualquier otro material, puesto que el metal porcelana se ha venido usando tradicionalmente para la realización de restauraciones estéticas.

4. JUSTIFICACIÓN

Con la necesidad de implementar mejoras, tanto mecánicas como estéticas, las restauraciones de cobertura completa están en constante evolución; esta evolución a los que fueron sometidos y a la introducción de nuevos sistemas cerámicos libres de metal en la odontología moderna han provocado que las ventajas e indicaciones de estos materiales cerámicos se expandan a mayor número de situaciones, algunas de ellas impensadas hace pocos años por lo que han ganado una gran popularidad en odontología.

Aunque estudios previos de las propiedades mecánicas y ópticas de los materiales cerámicos actuales indican que ningún sistema cerámico es ideal para todas las situaciones clínicas. Pese a que las coronas metalocerámicas aún son catalogadas por sus excelentes propiedades físicas (garantizando un adecuado funcionamiento mecánico) y alta predictibilidad (asegurando su supervivencia en el tiempo), presentan desventajas estéticas como el margen metálico que suele dificultar la mimetización con los dientes naturales, especialmente en los biotipos periodontales delgados donde los problemas de recesión y transparencia resultan en un halo gris azulado en los tejidos blandos periféricos. (Marcelo et al., 2020)

Otro inconveniente alrededor de estas restauraciones tienen que ver con el espacio necesario que requieren para sus componentes ($\geq 2\text{mm}$), que posteriormente fue resuelto con el desarrollo de un diseño de la estructura reducida y nuevas cerámicas de hombro. Así pues, las coronas libres de metal surgieron con la finalidad de lograr mejores resultados estéticos, además de resolver otros problemas como el galvanismo y la toxicidad. En la actualidad, muchos materiales cerámicos que aparecieron para contrarrestar las deficiencias de las prótesis metal-cerámicas han ido aportando una serie de mejoras en lo que a estética y resistencia respecta. (Marcelo et al., 2020)

Las restauraciones dentales fijas basadas en dióxido de zirconia estabilizado con óxido de itrio (Y-TZP) se han convertido en populares gracias a sus propiedades mecánicas favorables, excelente biocompatibilidad y buena estética cuando son recubiertas con cerámica feldespática. Un creciente número de estudios sobre las restauraciones basadas en dióxido de zirconia muestran tasas de supervivencia a corto plazo similares a las restauraciones de cerámica sobre metal (95,9–98,5% después de 5 años, pero disminuye en 10 años a 67.2%); siendo el factor más común de fracaso la fractura del material de recubrimiento o su astillamiento (chipping).

Una forma de evitar las fracturas del material de recubrimiento es excluirla y en su lugar utilizar coronas monolíticas obtenidas exclusivamente con el material del núcleo de alta resistencia. (Marcelo et al., 2020) Esto es posible mediante el uso de CAD/CAM, donde las coronas monolíticas se pueden fresar en su totalidad con su contorno anatómico. En lugar de la construcción de la porcelana en varias capas y disparando en múltiples ciclos de cocción, la corona monolítica puede ser individualizada.

Por lo tanto se busca dar a conocer al profesional odontológico las propiedades y características que presenta la zirconia monolítica en las restauraciones en sector anterior con respecto a las realizadas con metal porcelana, siendo la zirconia un excelente material estético sin embargo en la actualidad el odontólogo la deja a un lado por la falta de conocimiento y manipulación de la misma.

5. OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL:

Diferenciación de cualidades inherentes de las restauraciones fijas unitarias en sector anterior realizadas con zirconia monolítica con respecto a metal porcelana

OBJETIVOS ESPECIFICOS:

Dar a conocer al profesional odontológico las características, propiedades y cualidades que presenta la zirconia monolítica en restauraciones unitarias en sector anterior así ampliando el abanico de posibilidades en cuanto a restauraciones estéticas se refiere.

Describir la composición físico química de la zirconia y metal porcelana.

Explicar los distintos tipos y variantes de la zirconia.

Describir los tipos y características de la porcelana y aleaciones dentales que se utilizan para la elaboración de una prótesis fija unitaria.

Explicar que es el CAD CAM, historia y procesos para la fabricación de prótesis fijas unitarias en sector anterior

Dar a conocer los procesos que se efectúan la elaboración de las prótesis fijas unitarias en zirconia y metal porcelana hasta su finalización.

Identificar ventajas, desventajas, indicaciones y contraindicaciones tanto en zirconia como metal-porcelana.

Obtener las conclusiones a partir de la información otorgada.

6. MATERIALES Y MÉTODOS

MATERIALES Y METODOS

Diseño del estudio:

Revisiones sistemáticas

Muestreo:

Artículos científicos en diferentes paginas online que permitan obtener información verídica y actualizada

Criterios de inclusión, exclusión y eliminación

Criterios de inclusión:

- Fuente de datos no mayor a 5 años
- Artículos indexados que se encuentren en el Master Journal List.
- Artículos de las principales bases de datos, pubmed, redalyc,NCBI, google académico, freefull.
- Artículos que respondan a las siguientes búsquedas: “zirconia monolítica vs metal porcelana”, “monolithic zirconia crowns”, “dióxido de zirconio”, “coronas de metal porcelana es sector anterior”, “CAD CAM”, “características de zirconia monolítica”, “proceso para obtención de corona zirconia monolítica”.

Criterios de exclusión:

- Artículos que se encuentren en un idioma distinto al español y el inglés
- Artículos que no se encuentren en formato Open Access

Criterios de eliminación:

- Artículos que no se enfocan en el tema a desarrolla.

7. VARIABLES DE ESTUDIO

Variables de estudio:

Variable	Definición conceptual
Corona dental	Son restauraciones de cobertura total dental que presenta amplias posibilidades de elaboración.
Dióxido de zirconia	La zirconia (ZrO_2) es un óxido cristalino blanco. Es una cerámica policristalina sin fase vítrea y existe en varias formas. El nombre "circonio" proviene de la palabra árabe "Zargon", que significa "color dorado". La zirconia fue descubierta por el químico alemán Martin Heinrich Klaproth en 1789.
Porcelana dental	Material cerámico, blanco y traslucido que a fusión llega a un estado vítreo.

8. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

Cronograma de actividades

Actividad	Mayo 2021	Septiembre 2021	Abril 2022	Agosto 2022
Desarrollo del protocolo de investigación				
Entrega de protocolo				
Realización de índice				
Antecedentes				
Marco teórico				
Conclusiones y referencias de consulta				
Entrega de tesis				
Titulación				

9. REFERENCIAS

- Abdulla, M. (2020). CAD-CAM Technology: A literature review. *Al-Rafidain Dental Journal*, 20(1), 95–113.
- Ahmed, D., Mandour, M., & El-Sharkawy, Z. (2020). Optical Properties and Flexural Strength of Artificially Aged Tetragonal/Cubic Ultra-Translucent Zirconia. *Al-Azhar Dental Journal for Girls*, 7(1), 135–142. <https://doi.org/10.21608/adjg.2019.9681.1123>
- Ahmed, W. M., Troczynski, T., McCullagh, A. P., Wyatt, C. C., & Carvalho, R. M. (2019). The influence of altering sintering protocols on the optical and mechanical properties of zirconia: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 423–430.
- AlRashdi, A., Mutairi, F., Aldubaikhi, A., Zaylaee, L., Alharbi, A., & Mossa, H. (2020). Dental CAD/CAM: a brief review. *International Journal of Medicine in Developing Countries*, 4(September), 1975–1979. <https://doi.org/10.24911/ijmdc.51-1598178821>
- Andrade-Guel, M. L., Cabello-Alvarado, C. J., & Ávila-Orta, C. A. (2019). Dióxido de zirconio: alternativas de síntesis y aplicaciones biomédicas. *Ciencia UAT*, 14(1), 18. <https://doi.org/10.29059/cienciauat.v14i1.1152>
- Anusavice, K. J. (2013). Phillips' science of dental materials. In *Paper Knowledge . Toward a Media History of Documents* (12th ed.). Elsevier.
- Asli, H. N., Rahimabadi, S., & Falahchai, M. (2019). Flexural strength of monolithic zirconia after different surface treatments. *World Journal of Dentistry*, 10(4), 264–269. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10015-1653>
- Barcelo, F., & Jorge Mario, P. (2008). *Materiales Dentales, conocimientos basicos aplicados* (3a ed.). trillas.

- Belhouchet, K., Bayadi, A., Belhouchet, H., & Romero, M. (2019). Improvement of mechanical and dielectric properties of porcelain insulators using economic raw materials. *Boletín de La Sociedad Española de Cerámica y Vidrio*, 58(1), 28–37. <https://doi.org/10.1016/j.bsecv.2018.05.004>
- Bertoldi Hepburn, A. (2012). Porcelanas dentales. *Revista Del Ateneo Argentino de Odontología*, 2, 41. <https://www.ateneo-odontologia.org.ar/articulos/102/articulo3.pdf>
- Blatz, M. B., Chiche, G., Bahat, O., Roblee, R., Coachman, C., & Heymann, H. O. (2019). Evolution of Aesthetic Dentistry. *Journal of Dental Research*, 98(12), 1294–1304. <https://doi.org/10.1177/0022034519875450>
- Borges, B., Silva, C., & Carvalho, M. (2019). Full arch zirconia monolithic with facial veneered ceramic - Clinical case. *Journal of Surgery Peridontology and Implant Research*, 1(1), 46–50. <https://doi.org/10.35252/jspir.2019.1.001.1.09>
- Bustamante, D. (2022). *Efectos de los protocolos de sinterización y simulación de ajuste oclusal en propiedades mecánicas y confiabilidad de zirconia multicapa*. Universidad de costa rica.
- Camacho, R. y cols. (2021). *DETERMINACIÓN DE LA RESISTENCIA FLEXURAL DEL ZIRCONIO TRANSLUCIDO [Cercon XT®] EN COMPARACIÓN CON EL DISILICATO DE LITIO MONOLITICO* Nicolás. 58.
- Carrabba, M., Keeling, A. J., Aziz, A., Vichi, A., Fabian Fonzar, R., Wood, D., & Ferrari, M. (2017). Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of Dentistry*, 1–25. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.03.002>
- Chatzistavrianou, D., Shahdad, S., & Taylor, P. (2017). The era of monolithic translucent zirconia. *International Dentistry South Africa*, 7(5), 52–60. <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=126301455>

&site=ehost-live

- Cruz, A., Ramírez, N. A., & -Ecuador, G. (2020). *Systematic Review of Zirconium Cementation Protocols*. 70–77. <http://www.jah-journal.com/index.php/jah>
- Dwivedi, T. N., Jakhanwal, I., T, A., Gill, G. S., Narang, A., & Bhatheja, A. (2017). CAD CAM in Prosthetic Dentistry: A Comprehensive Review. *International Journal of Community Health and Medical Research*, 3(2), 56–59.
- Felberg, R. V., Bassani, R., Kalil, G., Pereira, R., Bacchi, A., Teresinha, Y., Silva-Sousa, C., Gomes, E. A., Sarkis-Onofre, R., & Spazzin, A. O. (2019). Restorative Possibilities Using Zirconia Ceramics for Single Crowns. *Brazilian Dental Journal*, 30(5), 446–452. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201902780>
- Garcia-Villamar, jorge L., Montece-Seixas, E. R., & Rodríguez-Llaguno, M. A. (2017). Importancia del Zirconio para prótesis parcial fija libre de metal. *Importancia Del Zirconio Para Prótesis Parcial Fija Libre de Metal*, 3(3), 613–627. <https://doi.org/10.23857/dc.v3i3.496>
- Garcia, N. (2017). *Análisis microestructural de la unión ceramocerámica en prótesis fija*.
- Han W, Li Y, Z. Y. (2017). *Design and fabrication of complete dentures using CAD/CAM technology*. 96:1.
- Hanawa, T. (2020). Zirconia versus titanium in dentistry: A review. *Dental Materials Journal*, 39(1), 24–36. <https://doi.org/10.4012/dmj.2019-172>
- Inês, C., Brito, M., Vicentis, G., Fernandes, D. O., Pedro, L., Azevedo, P., Miguel, F., Donato, H., Ricardo, A., & Correia, M. (2021). *Clinical performance of monolithic CAD / CAM tooth-supported zirconia restorations : systematic review and meta-analysis*.
- Ivoclar Vivadent AG, S. 691400/ES. (2017). *labside zircad* (p. 63).

www.ivoclarvivadent.com

Jr. Shillingburg. (2006). *Fundamentos esenciales de la prótesis fija* (3a ed.). Editorial Quintessence S.L. <https://es.scribd.com/doc/129650939/Prtesis-Fija-Por-Luis-Pegoraro-1223687641657789-9>

Juntavee, N & Attashu, S. (2018). Effect of different sintering process on flexural strength of translucency monolithic zirconia. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10x. <https://doi.org/10.4321/S0213-12852011000500002>

Juntavee, N., Juntavee, A., & Phetpanompond, S. (2021). Biaxial Flexural Strength of High-Translucence Monolithic Ceramics upon Various Thicknesses. *Scientific World Journal*, 2021. <https://doi.org/10.1155/2021/4323914>

Kontonasaki, E., Giasimakopoulos, P., & Rigos, A. E. (2020). Strength and aging resistance of monolithic zirconia: an update to current knowledge. *Japanese Dental Science Review*, 56(1), 1–23. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2019.09.002>

Li, B., Wei, H., Jiang, T., Qian, Y., Zhang, T., Yu, H., Zhang, L., & Wang, X. (2021). Randomized Clinical Trial of the Accuracy of Patient-Specific Implants versus CAD/CAM Splints in Orthognathic Surgery. *Plastic & Reconstructive Surgery*, 1101–1110. <https://doi.org/10.1097/prs.00000000000008427>

Luis Fernando, P. (2001). *Protesis fija* (1a ed.). Latinoamericana. <https://es.scribd.com/doc/129650939/Prtesis-Fija-Por-Luis-Pegoraro-1223687641657789-9>

Macchi, R. L. (2007). *Materiales Dentales* (4a ed.). https://www.academia.edu/39369249/Macchi_Materiales_Dentales_4a_Edicion?msclkid=318950cccf1d11ecae38de9518059770

Manziuc, M.-M., Gasparik, C., Negucioiu, M., Constantiniuc, M., Burde, A., Vlas, I.,

- & Dudea, D. (2019). Optical properties of translucent zirconia: A review of the literature. *The EuroBiotech Journal*, 3(1), 45–51. <https://doi.org/10.2478/ebtj-2019-0005>
- Marcelo, J., Gallet-Alfaro, G. M., Fernández-Jacinto, L. M., & Hinostroza-Noreña, D. (2020). Ciencia y evolución del dióxido de zirconio, de la prioridad mecánica a la necesidad estética. *Revista Estomatológica Herediana*, 30(3), 224–244. <https://doi.org/10.20453/reh.v30i3.3827>
- Martínez Rus, F., Pradés Ramiro, G., Suárez García, M. J., & Rivera Gómez, B. (2017). Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *Rcoe*, 12(4), 253–263. <https://doi.org/10.4321/s1138-123x2007000300003>
- Min Hwang, H. y cols. (2018). “An Overview of Digital Intraoral Scanners: Past, Present and Future- From an Orthodontic Perspective,” *Taiwanese Journal of Orthodontics: Vol. 30: Iss. 3, Article 3. 30(3)*. <https://doi.org/10.30036/TJO.201810>
- Øilo, M., Schriwer, C., Flinn, B., & Gjerdet, N. R. (2019). Monolithic zirconia crowns – wall thickness, surface treatment and load at fracture. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 6(1), 13–22. <https://doi.org/10.1080/26415275.2019.1642112>
- Pizzolatto, G., & Borba, M. (2021). Optical properties of new zirconia-based dental ceramics: literature review. *Cerâmica*, 67(383), 338–343. <https://doi.org/10.1590/0366-69132021673833133>
- Prado, R. D., Pereira, G. K. R., Bottino, M. A., Melo, R. M. de, & Valandro, L. F. (2017). Effect of ceramic thickness, grinding, and aging on the mechanical behavior of a polycrystalline zirconia. *Brazilian Oral Research*, 31, e82. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0082>
- Rosenstiel, S. F. (2009). *Protesis Fija Contemporanea* (4a ed.). Elsevier.

- Santander, S. A., Vargas, A. P., Escobar, J. S., Monteiro, F. J., & Tamayo, L. F. R. (2010). Ceramics for dental restorations - an introduction. *DYNA (Colombia)*, 77(163), 26–36.
- Sofi de Sousa Moreira, A., Patrícia Silva MAgalhães, A., Miguel Santos Carvalho, B., Cardoso Costa Santos, J., Isabel Pereira Portela, A., & Ramalho de Vasconcelos, M. (2017). Journal of Dental Problems and Solutions Titanium Allergy: Is Zirconia a Viable Alternative? *J Dent Probl Solut*, 4(2), 31–35. <http://doi.org/10.17352/2455-8418.000044>
- Susic I, Travar M, and S. M. (2017). The application of CAD / CAM technology in Dentistry. *Mater Scie and Engine*.
- Tamayo, J. G., Arango, A. O. R., & Henao, E. A. O. (2020). Improving the mechanical properties of commercial feldspathic dental porcelain by addition of Alumina-Zirconia. *Revista Facultad de Ingenieria*, 94, 67–76. <https://doi.org/10.17533/udea.redin.n91a11>
- Unsal, G. S., Turkyilmaz, I., & Lakhia, S. (2020). Advantages and limitations of implant surgery with CAD/CAM surgical guides: A literature review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 12(4), e409–e417. <https://doi.org/10.4317/JCED.55871>
- Vallejo, K. A. (2017). *Anesthetic effect in mandibular nerve block. Comparative study between lidocaine 2% and articaine 4%*. 3(1), 168–186.
- Velastegui, C., Toro, M., Chaple Gil, A. M., Sánchez, G., & Fernández, E. (2019). Failure of zirconia-based ceramic restorations. *Revista Cubana de Estomatologia*, 56(4), 1–11. <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-85077599667&partnerID=MN8TOARS>
- Ventura, J. (2018). *Materiales Ceramicos*.

- Wertz, M., Hoelzig, H., Kloess, G., Hahnel, S., & Koenig, A. (2021). Influence of manufacturing regimes on the phase transformation of dental zirconia. *Materials*, 14(17). <https://doi.org/10.3390/ma14174980>
- Willard, A., & Gabriel Chu, T. M. (2018). The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 34(4), 238–242. <https://doi.org/10.1016/j.kjms.2018.01.012>
- Wu, Y., Hu, Z., Zhang, X., Bai, H., Sun, Y., & Fan, B. (2021). Optimum design of reference points distribution in three-dimensional reconstruction of dental model in intercuspal position. *BMC Oral Health*, 21(1), 1–8. <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01919-z>
- Yin, L., N. y cols. (2017). A review of engineered zirconia surfaces in biomedical applications. *Procedia Cirp*, 284–290.
- Zarone, F., Di Mauro, M. I., Ausiello, P., Ruggiero, G., & Sorrentino, R. (2019). Current status on lithium disilicate and zirconia: A narrative review. *BMC Oral Health*, 19(1), 1–14. <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0838-x>

10. ANEXOS

10.1. Glosario

Acondicionamiento triboquímico: Acondicionamiento de la superficie de dióxido de zirconia para mejorar la unión adhesiva.

Anisotrópico: La anisotropía (opuesta de isotropía) es la propiedad general de la materia según la cual cualidades como elasticidad, temperatura, conductividad, velocidad de propagación de la luz, etc., varían según la dirección en que son examinadas. Algo anisótropo podrá presentar diferentes características según la dirección. La anisotropía de los materiales es más acusada en los sólidos cristalinos, debido a su estructura atómica y molecular regular. Anisotrópico significa distinto en diferentes direcciones del espacio. Su antónimo es isotrópico (igual en todas las direcciones del espacio).

Biocompatibilidad: Es la propiedad de un material de no degradar o destruir el ambiente con el cual hacen coexistencia, es decir, no destruye el medio de carácter biológico donde ejercen su acción, por tal razón, son materiales usados e implementados en seres vivos como los humanos, planta o animales, otro apelativo para los elementos biocompatible.

Birrefringente: Característica óptica que consiste en la separación de un rayo luminoso en dos, dependiendo del ángulo de incidencia, compartida por estructuras cristalinas anisotropas no cúbicas y estructuras biológicas semejantes. Ambos rayos separados se propagan con velocidad y longitudes de onda diferentes. La birrefringencia o doble refracción es una propiedad óptica de ciertos cuerpos.

Discromático: Es una alteración en la percepción de los colores.

Discromía: Las tinciones dentales o discromías dentarias comprenden todas aquellas situaciones que modifican el color fisiológico de los dientes bien sea por dentro de la estructura del diente (intrínsecas) o por la parte externa (extrínsecas).

Escala nanométrica: Un nanómetro es la medida de longitud que equivale a la millonésima parte del milímetro, para poner en contexto, esta unidad de medición es diez mil veces más pequeña que el grosor de un cabello.

Escala submicrónica: menos de un micrón en una medida especificada y especialmente en diámetro.

Estructura mesoporosa: Un material mesoporoso (o nanoporoso) es un material nanoporoso que contiene poros con diámetros entre 2 y 50 nm, según la nomenclatura IUPAC. A modo de comparación, la IUPAC define el material microporoso como un material que tiene poros de menos de 2 nm de diámetro y el material macroporoso como un material que tiene poros de más de 50 nm de diámetro.

Megapascales: El pascal (símbolo MPa) es la unidad de presión del Sistema Internacional de Unidades. Se define como la presión que ejerce una fuerza de 1 newton sobre una superficie de 1 metro cuadrado normal a la misma. Es la unidad de presión derivada del SI que se utiliza para cuantificar la presión interna, la tensión, el módulo de Young y la resistencia máxima a la tracción. 1 Megapascales (MPa) = 1000000 pascales.

Monocromático: Este vocablo se dice de cualquier elemento o cosa en particular que tiene un solo color, en la rama de la física se puede aplicar a un componente luminoso formado por un rayo u una sola tonalidad. Este vocabulario en su etimología está compuesto del prefijo «mono» del griego «μovo» (mono) uno y del adjetivo «cromático».

Tenacidad a la fractura: La tenacidad a la fractura de un material es su resistencia al crecimiento de una grieta. Es un término de mecánica de fracturas y se describe usando el factor de intensidad de esfuerzo crítico del material, el punto en el cual la fractura forzada ocurre.

Translucidez: Es la cualidad de un objeto que deja pasar la luz. Se define como una situación intermedia entre la opacidad (bloqueo total del paso de la luz) y la transparencia (paso total de la luz). Percepción de la luz y el color en la Odontología.

Resistencia: Se dice que un cuerpo puede resistir unas determinadas cargas cuando dicho cuerpo no se rompe por la acción de éstas. Sin embargo estas cargas pueden producir deformaciones en el cuerpo.

Vitrocerámica: Los materiales vitrocerámicos son materiales policristalinos de grano fino, formados cuando los vidrios de composiciones adecuadas son tratados térmicamente y llevados mediante una cristalización controlada al estado de menor energía, el estado cristalino.