

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE ODONTOLOGÍA OPERATORIA Y ESTÉTICA

DESGASTE DE LA ESTRUCTURA DENTARIA QUE ANTAGONIZA
CON LOS MATERIALES RESTAURADORES CERÁMICOS

Trabajo especial presentado ante la ilustre
Universidad Central de Venezuela por la
odontóloga Desirée Alexandra Arenas
Rodríguez para optar al título de
especialista en odontología operatoria y
estética.

Caracas, noviembre de 2003

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE ODONTOLOGÍA OPERATORIA Y ESTÉTICA

DESGASTE DE LA ESTRUCTURA DENTARIA QUE ANTAGONIZA
CON LOS MATERIALES RESTAURADORES CERÁMICOS

Trabajo especial presentado ante la ilustre
Universidad Central de Venezuela por la
odontóloga Desirée Alexandra Arenas
Rodríguez para optar al título de
especialista en odontología operatoria y
estética.

Caracas, noviembre de 2003

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE ODONTOLOGÍA OPERATORIA Y ESTÉTICA

DESGASTE DE LA ESTRUCTURA DENTARIA QUE ANTAGONIZA
CON LOS MATERIALES RESTAURADORES CERÁMICOS

Autor: Desirée Alexandra Arenas Rodríguez.
Tutor : Ana Lorena Solórzano Peláez.

Caracas, noviembre de 2003

Aprobado en nombre de la
Universidad Central de Venezuela
por el siguiente jurado examinador:

(Coordinador) Nombre y Apellido
C.I.

Firma

Nombre y Apellido
C.I.

Firma

Nombre y Apellido
C.I.

Firma

Observaciones:-----

Caracas, noviembre de 2003

Aprobado en nombre de la
Universidad Central de Venezuela
por el siguiente jurado examinador:

(Coordinador) Nombre y Apellido
C.I.

Firma

Nombre y Apellido
C.I.

Firma

Nombre y Apellido
C.I.

Firma

Observaciones: -----

Caracas, noviembre de 2003

DEDICATORIA

A mi mamá,
que es mi angel de la guarda,
mi razón de ser y existir.

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por permitirme enfrentar este nuevo reto y abrirme los caminos.

A mi tutora, Ana Lorena Solórzano porque con su confianza en mi capacidad, me ha motivado una vez más, para el cumplimiento de una nueva meta en mi paso por el postgrado.

A la Dra. Olga González Blanco, por su esmero e invaluable dedicación en hacer de los trabajos especiales de grado una muestra más, de la disciplina y la excelencia que contribuyen a que esta universidad sea catalogada como la primera del país.

A mi esposo Jorge Vieira, por su constante apoyo y aliento en la transcripción de este trabajo.

A Jose Manuel Dos Santos, por despertar mi interés en el tema de este trabajo.

A mi primo Michael Johann, por invertir su tiempo en buscar y enviarme desde el exterior artículos importantes para esta revisión de la literatura.

LISTA DE CONTENIDOS

	Página
Dedicatoria.....	iv
Agradecimientos.....	v
Lista de gráficos.....	vi
Lista de tablas.....	xii
Resumen.....	x
I. INTRODUCCIÓN.....	1
II. REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	3
1.-Estructura dentaria.....	3
1.1. Estructura y composición del esmalte dental y la dentina.....	3
1.2. Propiedades mecánicas del esmalte y la dentina.....	11
2.-Cerámica dental. Generalidades.....	19
2.1. Definición de cerámica dental.....	19
2.2. Clasificación de la cerámica dental.....	27
3.- Desgaste de la estructura dentaria que antagoniza con materiales restauradores cerámicos.....	32
3.1. Proceso mediante el cual se produce el desgaste de los dientes que antagonizan con los materiales restauradores cerámicos.....	32

3.2 Factores a tomar en cuenta en el desgaste de la estructura dentaria que antagoniza con los materiales restauradores cerámicos.....	45
3.2.1.Factores inherentes a la cerámica dental.....	45
3.2.1.2. Microestructura de la cerámica dental.....	45
3.2.1.2. Propiedades mecánicas de la cerámica dental relacionadas con el desgaste de la estructura dentaria.....	51
3.2.1.3. Tratamiento superficial de la cerámica dental.....	59
3.2.1.4. Tipo de cerámica dental.....	67
3.2.2. Factores inherentes al ambiente bucal.....	71
III. Discusión.....	80
IV.Conclusiones.....	84
V. Referencias.....	87

LISTA DE GRÁFICOS

	Página
Gráfico 1. Proyección en una superficie plana de los iones que de forma tridimensional configuran la estructura cristalina de la hidroxiapatita.....	4
Gráfico 2. Indentaciones en la cercanía de la unión amelodentinaria “DEJ” con una carga de 10N. “E” esmalte y “D” dentina. La misma magnificación fue usada desde (a) hasta (d). (a) La indentacion fue hecha en esmalte a 120µm de la DEJ. Las grietas están inclinadas hacia la DEJ, como indica las flechas. Las grietas se detuvieron en la DEJ como indica la flecha. (b) La indentación fue hecha a 70µm de la DEJ. (c) La indentación fue hecha sobre la DEJ, produciendo grietas en el esmalte (flechas) y no en dentina. (d) La indentación fue hecha en dentina con una esquina tocando la DEJ. Las grietas ocurrieron en esmalte y no en dentina.	16
Gráfico 3. 3-a Dibujo tridimensional de una unidad de silicato en la cual el átomo de Si está rodeado de cuatro átomos de oxígeno.3-b. Diagrama de la unidad de silicato con cada tetraedro se SiO compartiendo un átomo de oxígeno.....	19
Gráfico 4. Reacción entre el óxido de sodio y los tetraedros de Si: El óxido de sodio aporta los átomos	

de iones de oxígeno que interrumpen la continuidad de la cadena de Si.....	23
Gráfico 5. Representación de la figura del vidrio de disilicato de sodio.....	24
Gráfico 6. 6a. Adhesión: un simple deslizamiento causa adhesión entre las dos superficies dando como resultado la transferencia neta de material de una a la otra. 6b. Abrasión: La aspereza penetra la superficie causando un deformación plástica La superficie deformada se puede fracturar. 6c. Fatiga: El deslizamiento causa zonas de compresión y tensión en la subsuperficie del material. Las grietas formadas se propagan con el deslizamiento repetido. 6d. Corrosión: si el material interactúa con el ambiente se forma una capa de reacción en la superficie pudiendo ser removida con el deslizamiento. Se forma una nueva capa que es removida con los deslizamientos siguientes.....	34
Gráfico 7. Dibujo esquemático del aparato desgaste.....	41
Gráfico 8. Unidad de prueba.....	43

Gráfico 9. Corte transversal de un molar superior invertido en la unidad mostrando la reducción del movimiento tridimensional a un control de dos dimensiones..... 44

Gráfico 10. Si un poro de la subsuperficie se expone durante la acción de un desgaste progresivo, los bordes agudos del poro producirán mayor desgaste al esmalte opuesto..... 45

Gráfico 11. 11a. Superficie glaseada de la porcelana fundida sobre metal. 11b. Superficie de porcelana fundida sobre metal desgastada con una piedra de diamante de grano fino. 11c. Los defectos de condensación se mantienen después del pulido con óxido de estaño, aunque se han suavizado..... 64

Gráfico 12. Microfotografía al microscopio electrónico de barrido muestran un espécimen con una fractura transversal de una cerámica colada ceramizada y caracterizada con pigmentos. SP, pigmentos para caracterización. CS, capa ceramizada. IC, cerámica

interior.....	66
---------------	----

Gráfico 13. Microfotografía de una faceta de desgaste del esmalte creado por los pigmentación externa del Dicor . La flecha indica el desgaste reducido del esmalte, después de la remoción de los pigmentos.....	67
---	----

Gráfico 14. Superficie de una erámica feldespática después de 30 min de exposición a 1,23% de fluoruro acidulado.....	75
---	----

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Métodos de pulido de la porcelana despues de los ajustes recomendado por algunos autores.....	62
---	----

RESUMEN

El estudio del potencial abrasivo de los materiales restauradores cerámicos que antagonizan con la estructura dentaria, es un aspecto de interés para el odontólogo restaurador. La cerámica dental, es un material de elección frecuente en la práctica clínica, por sus excelentes resultados estéticos y sus propiedades físicas, que están en una evolución constante. Numerosos factores influyen en el potencial abrasivo de la cerámica dental. Estos factores comprenden: su microestructura, sus propiedades mecánicas, el tratamiento de su superficie y los factores inherentes al ambiente de la cavidad bucal, que alteran su superficie y disminuyen su resistencia.

I.-INTRODUCCIÓN

La cerámica dental ha sido utilizada en el campo de la odontología restauradora por más de un siglo, al lograr restauraciones con excelentes propiedades mecánicas y resultados estéticos satisfactorios.

En la actualidad, el aumento en la demanda por restauraciones que simulen la belleza del diente natural y permanezcan imperceptibles para otras personas ha llevado a que las investigaciones se avoquen al mejoramiento, tanto de sus propiedades físicas como de las técnicas para la confección de sistemas que no requieran de una subestructura de metal.

Sin embargo, los resultados de numerosos estudios *in vitro* señalan que la cerámica dental es potencialmente abrasiva a la estructura dentaria antagonista, traduciéndose esto en una de sus mayores desventajas. Con el advenimiento de nuevas técnicas y nuevos sistemas cerámicos se han realizado una variedad de investigaciones, cuya finalidad es comparar el potencial abrasivo de los distintos tipos de cerámica dental, encontrándose gran variabilidad en los resultados, lo que dificulta la toma de decisiones en la práctica clínica.

Esta característica negativa de la cerámica dental representa un problema en la profesión, si se considera que entre los objetivos de la odontología restauradora se encuentra, no solo el reemplazo de los dientes ausentes, sino la preservación de las estructuras remanentes.

De tal modo, que el objetivo de este trabajo especial de grado es el analizar el desgaste de la estructura dentaria que antagoniza con los materiales restauradores cerámicos.

I.-REVISIÓN DE LA LITERATURA

1.-ESTRUCTURA DENTARIA

1.1.- Estructura y composición del esmalte dental y la dentina

El esmalte dental es el tejido más duro del organismo, debido a que estructuralmente, está constituido por millones de prismas altamente mineralizados, que lo recorren en todo su espesor.¹ Posee un 95% de matriz inorgánica y un 4% de matriz orgánica.²

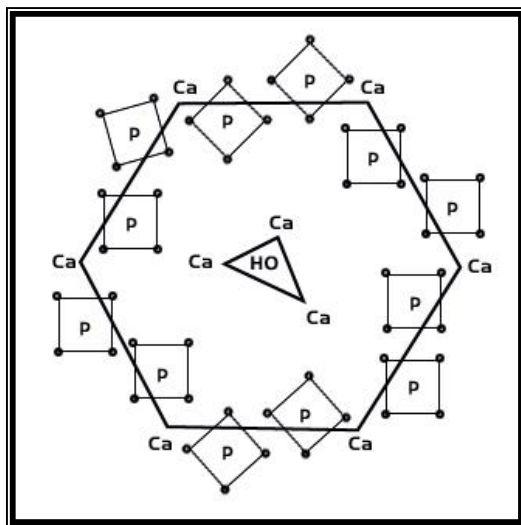
El componente orgánico es de naturaleza proteica y la matriz inorgánica está conformada por sales minerales cálcicas básicamente de fosfato y carbonato, que muestran una organización que corresponde a la fórmula general $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Con relación a la morfología de los cristales del esmalte, estos presentan una forma de hexágonos elongados en cortes perpendiculares al eje longitudinal del cristal y una forma rectangular cuando se seccionan paralela a este.¹

Independientemente de la forma externa, los cristales de hidroxiapatita están constituidos por la agregación de células unitarias, que son las unidades básicas de asociación iónica de las sales minerales en el seno del cristal.¹

Estas celdillas unitarias que asociadas conforman el cristal, en una síntesis muy esquemática, poseen una configuración química y cristalográfica también hexagonal, en cuyos vértices existen iones de calcio y en el centro se localiza un ión OH.¹

Existe también otro grupo de iones de calcio dispuesto en la periferia del ión hidroxilo y por dentro del anterior hexágono de calcio. Los iones fosfato se colocan entre los iones de calcio que ocupan los vértices del hexágono externo.¹

[Gráfico 1.](#)



[Gráfico 1.](#) Proyección en una superficie plana de los iones que de forma tridimensional configuran la estructura cristalina de la hidroxiapatita. Tomado de Gómez de Ferraris, 1999.

El tercer componente químico del esmalte es el agua; se localiza en la periferia del cristal conformando la denominada

capa de hidratación o capa de agua adsorbida y su contenido disminuye gradualmente a medida que aumenta la edad.¹

La estructura histológica del esmalte está constituida por la unidad básica denominada prisma del esmalte, compuesta por cristales de hidroxiapatita y por las unidades secundarias que se derivan de ella.¹

Con formato: Sangría: Primera línea:
0 cm

El conjunto de prismas del esmalte forma el esmalte prismático y representa la mayor parte de este tejido dentario. En la periferia de la corona y en el límite amelodentinario existe el denominado esmalte aprismático en el que la sustancia adamantina mineralizada no constituye ni configura prismas.¹

En su morfología, en cortes transversales, se observan dos regiones: una cabeza o cuerpo y la cola. La cabeza tiene un diámetro de 5µm y corresponde a la región mas ancha y la más delgada tiene una longitud de 9 µm y corresponde a la región de la cola.^{1,2}

El sistema de engranaje entre los prismas le confiere mayor resistencia al esmalte, pues la región correspondiente a la cabeza soporta las fuerzas masticatorias y la cola las distribuye

o disipa. En la periferia de los prismas se encuentra material orgánico muy escaso, que es insoluble y corresponde a la denominada vaina de los prismas.¹

Los cristales de hidroxiapatita que constituyen los prismas presentan una orientación muy definida; en cortes longitudinales se observa que los ejes mayores de los cristales se disponen paralelamente al eje longitudinal del prisma en la región correspondiente a la cabeza. En la zona de unión de la cabeza con la cola se van inclinando progresivamente, hasta adquirir una posición perpendicular respecto al eje longitudinal del prisma en la región de la cola.¹

La orientación de los prismas en el seno del esmalte es bastante compleja. Se dirigen desde la superficie de la dentina hacia la superficie externa dentaria; se organizan y disponen en hileras o planos circunferenciales alrededor del eje mayor del diente.^{1,2}

Los prismas forman ángulos agudos, de aproximadamente 60 grados hacia la profundidad de los surcos y fosas de las caras oclusales de molares y premolares. En las cúspides forman ángulos de 90 grados con la superficie externa del esmalte y ángulos obtusos de 106 grados en la región cervical.¹

La compleja disposición de los prismas en hileras o planos circunferenciales y la orientación de los mismos en el espesor del esmalte le permite resistir de forma eficaz las fuerzas de la masticación.¹

Por otro lado, el esmalte aprismático es un material adamantino carente de prismas. Se localiza en la superficie externa del esmalte prismático y posee un espesor de 30µm. Está presente en un 70% de los dientes permanentes y en mayor medida en las regiones cervicales y en las fosas y fisuras; en las superficies de las cúspides está totalmente ausente. En el esmalte aprismático los cristales de hidroxiapatita se disponen en forma perpendicular a la superficie externa.¹

El esmalte nudoso es una zona especial del esmalte prismático que se localiza en las regiones de las cúspides dentarias y está formado por una compleja interrelación de prismas. Su origen radica en que los planos circunferenciales de los prismas, con sus ondulaciones, se interrelacionan íntima y estrechamente entre sí. El entrecruzamiento de los prismas es un factor que aumentará la resistencia del esmalte, pues está ubicado precisamente en las zonas mas expuestas a la acción

masticatoria.¹

La unión amelodentinaria corresponde a la zona de relación entre el esmalte y la dentina y constituye un nivel estructural decisivo, para asegurar la retención firme del esmalte sobre la dentina.²

La dentina es el eje estructural del diente y constituye el tejido mineralizado que conforma el mayor volumen del mismo. En la región coronal se haya recubierta por el esmalte, mientras que en la región radicular se haya recubierta de cemento y en su interior delimita a la cámara pulpar.¹

El espesor de la dentina varia de 1 a 1,5 mm en los incisivos inferiores y 3 mm en caninos y molares. En cada diente el espesor es mayor en los bordes incisales o cuspideos y menor en la raíz, debido al tipo de crecimiento que presenta la dentina; el espesor es mayor en los dientes de mayor edad.¹

En la estructura de la dentina se pueden distinguir dos componentes básicos: la matriz mineralizada y los túbulos dentinarios que la atraviesan en todo su espesor y que alojan los procesos odontoblásticos.¹

La composición química de la dentina es de aproximadamente, 70% de materia inorgánica, 18% de materia orgánica y 8% de agua. La matriz orgánica está constituida por varios componentes, entre los que destaca el colágeno tipo I que representa el 90% de la matriz; mientras que el colágeno tipo III, está ocasionalmente presente en la dentina peritubular y los del tipo IV y VI en distintas regiones de la predentina.¹

A su vez, la matriz inorgánica está compuesta por cristales de hidroxiapatita, similares químicamente a los del esmalte, cemento y hueso. Se diferencian de los cristales del esmalte por su menor tamaño. Las dimensiones de los cristales son 36nm de longitud, 25nm de diámetro y 10nm de altura.¹

Los cristales están orientados en forma paralela a las fibras de colágeno de la matriz dentinaria, ocupando los espacios entre las moléculas de colágeno que la forman. En la fracción mineral, además de los cristales de hidroxiapatita hay cierta cantidad de fosfatos amorfos, carbonatos, sulfatos y oligoelementos, como flúor, cobre, cinc, hierro y magnesio.¹

Los túbulos dentinarios son estructuras cilíndricas delgadas

que se extienden por todo el espesor de la dentina desde la pulpa hasta la unión con el esmalte o el cemento. En la porción coronaria los túbulos siguen un trayecto doblemente curvo en forma de “S” Itálica; en las zonas cuspídeas e incisales el trayecto es prácticamente rectilíneo.¹

En cuanto al número de túbulos por unidad de superficie, encontramos en las capas más próximas a la pulpa, aproximadamente, 45.000 túbulos por mm², y en las regiones más externas de 15.000 a 20.000 túbulos por mm².¹

El grosor de los túbulos también varía; siendo más anchos en la proximidad de la pulpa, aproximadamente 4µm de diámetro y más estrechos en la zona periférica, con un promedio de 1,7µm de diámetro. Sin embargo, con la edad, sufren un proceso de obliteración gradual de la luz tubular .¹

Los túbulos están rodeados por la dentina peritubular, altamente mineralizada, cuyo espesor es de aproximadamente 400nm en la proximidad pulpar y de 750nm en el límite amelodentinario.¹ La dentina peritubular se caracteriza por carecer prácticamente de colágeno, aunque se ha descrito la presencia de colágeno tipo III.¹

La dentina intertubular se distribuye entre las paredes de los túbulos dentinarios y su componente fundamental son las fibras de colágeno que constituyen una malla fibrilar entre la cual y sobre la cual, se depositan los cristales de hidroxiapatita.¹

1.2 Propiedades mecánicas del esmalte y la dentina

Muchas de las propiedades mecánicas de las estructuras dentarias han sido medidas, pero los valores obtenidos varían de una investigación a otra. Estas diferencias se deben a los problemas técnicos asociados con la preparación y el tamaño de la muestra.³

El conocimiento de las propiedades mecánicas de los dientes humanos guían el desarrollo de las restauraciones con las que se trata de imitar su estructura y sus propiedades.^{5,6} Los dientes tienen unas estructuras únicas como son los prismas del esmalte y la unión amelodentinaria, cuyos efectos sobre las propiedades mecánicas son objeto de mayor investigación.⁵

La trayectoria de las tensiones que se originan cuando los dientes entran en contacto, viajan a través del esmalte, atraviesan la unión amelodentinaria y llegan a la dentina, que es

Con formato: Sangría: Primera línea: 1,25 cm, Sin control de líneas viudas ni huérfanas

el tejido principal de soporte del diente. El esfuerzo mecánico generado en las actividades funcionales y parafuncionales, resulta en cambios biomecánicos en las coronas de los dientes que pudieran estar sometidos a desgaste oclusal, cedencia mecánica y fractura coronal.⁴

Las propiedades mecánicas de la estructura dentaria que han sido estudiadas en diferentes partes de un mismo diente y entre los distintos tipos de dientes, comprenden: la dureza superficial, la tenacidad a la fractura y el módulo de elasticidad.⁵

La dureza superficial es la resistencia de un material a ser rayado o penetrado por un indentador definido y sobre el cual se aplica una carga establecida. Al relacionar la carga aplicada con la magnitud de la penetración, se puede establecer el valor de la dureza. Cuanto mayor sea este valor, mayor será la resistencia de ese material a la penetración. Existen diversos métodos para medir la dureza y todos se basan en el mismo principio, la diferencia radica en el tipo de indentador utilizado.³

La dureza con frecuencia se utiliza como índice en la capacidad que muestra un material para resistir la abrasión. Sin embargo, la abrasión es un mecanismo en extremo complejo, en

el cual interviene la interacción de varios factores y propiedades. Por esta razón, es limitada la confiabilidad de la dureza para predecir la resistencia a la abrasión, la única prueba confiable para la resistencia a la abrasión, es el proceso diseñado para simular lo más posible un tipo particular de abrasión a la cual se someterá la muestra que está siendo evaluada.³

La dureza superficial de la estructura dentaria ha sido evaluada en numerosos estudios utilizando distintos tipos de indentadores, entre ellos la nano-indentación. Un estudio evaluó las propiedades mecánicas del esmalte en una escala nanométrica y se observó una variabilidad en los valores de dureza con una indentación paralela (3,9GPa) y perpendicular (3,7GPa) al eje del prisma. La dureza en la cola del prisma (3,7GPa) es menor que en la cabeza (4,3GPa), debido a los cambios en la orientación del cristal y es igualmente menor en el esmalte interprismático (3,9GPa) por su mayor contenido de tejido elástico y orgánico.⁶

Los valores de dureza señalados para la dentina abarcan desde 250 a 800MPa dependiendo del sitio de la medición en relación con la cercanía al esmalte y la pulpa.¹⁰

La dureza de la dentina peritubular, medida a través de la microscopía de fuerza atómica, no parece depender de la zona de la dentina donde se realice la prueba y tampoco existen diferencias estadísticamente significativas en los valores de dureza de dentina peritubular entre los diferentes dientes.¹⁰

La dureza de la dentina intertubular cercana a la unión amelodentinaria es aproximadamente cuatro veces menor que la dureza de la dentina peritubular; del mismo modo, la dureza de la dentina intertubular cercana a la pulpa es significativamente menor que aquella cercana al límite amelodentinario.¹⁰

En este mismo sentido, otros estudios han observado que la microdureza de la dentina disminuye a medida que se aproxima a la pulpa, relacionando las diferencias en los valores de microdureza con los cambios en la densidad de los túbulos o posibles cambios en la densidad mineral.¹⁰ Sin embargo, de acuerdo al estudio de Kinney¹⁰ se demuestra que la disminución en la dureza se puede atribuir a la disminución en la dureza de la dentina intertubular y que la correlación con la densidad de los túbulos es coincidencial.

Por otro lado, la tenacidad a la fractura se define como la

energía necesaria para fracturar un material, por lo tanto, es una medida de resistencia a la fractura.³

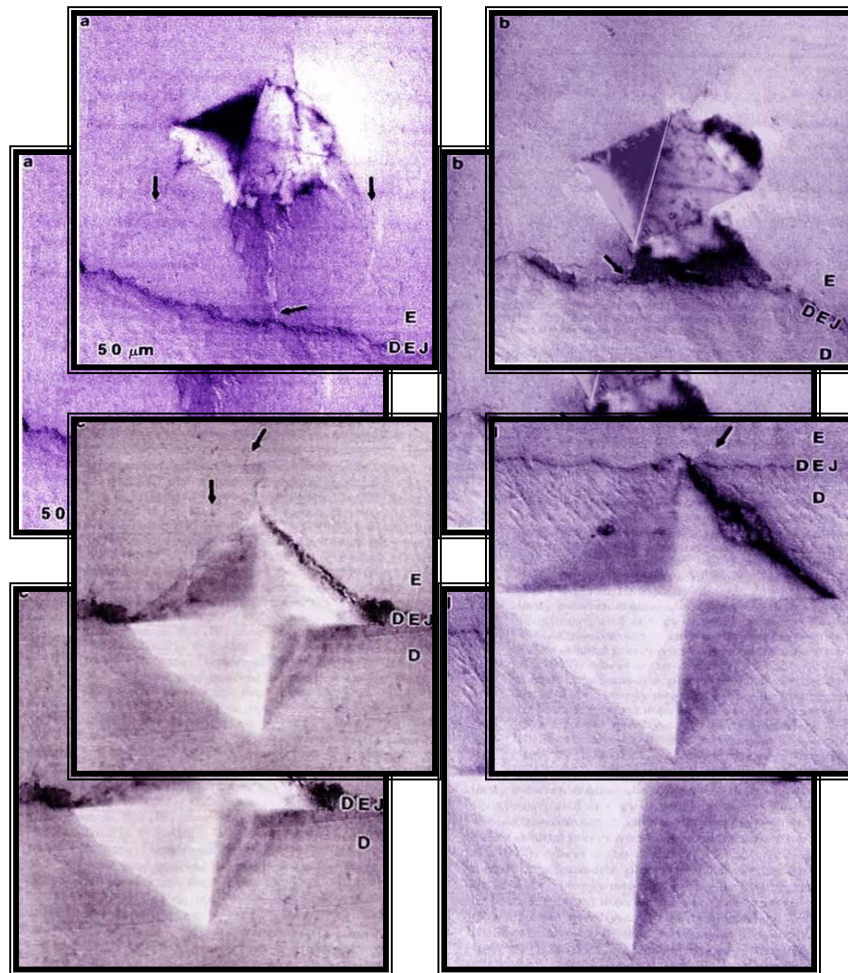
La fractura en el esmalte es anisotrópica con respecto a la orientación de sus prismas; este comportamiento anisotrópico de las grietas se puede atribuir a las débiles uniones entre los prismas del esmalte.^{5,6}

Las observaciones realizadas por los investigadores indican que los cristales de hidroxiapatita se comportan como unidades individuales durante la fractura. Las grietas se propagan en una dirección paralela a los prismas y no a través de ellos en forma perpendicular, por lo que la tenacidad del esmalte es una función de la orientación de los prismas.^{5,8,9}

En el estudio de Xu *et al.*⁵ se demuestra que las grietas del esmalte que se dirigen hacia la unión amelodentinaria son detenidas en su trayecto por esta estructura sin permitir que penetren hacia la dentina. Cuando la indentación se realiza en la unión amelodentinaria, las grietas se producen en el esmalte mas no en la dentina.^{5,9}

De igual modo, al realizar las indentaciones con cargas de hasta 100N en tejido dentinario, no se produjeron grietas

detectables⁵, lo que sugiere una mayor tenacidad de la dentina en comparación con el esmalte.^{5,9} [GráficoFigura 2.](#)



[GráficoFigura 2.](#) Indentaciones en la cercanía de la unión amelodentinaria “DEJ” con una carga de 100N. “E” esmalte y “D” dentina. La misma magnificación fue usada desde (a) hasta (d). (a) La indentación fue hecha en el esmalte a 120µm de la DEJ. Las grietas están inclinadas hacia la DEJ, como indica las flechas. Las grietas se detuvieron en la DEJ como indica la flecha. (b) La indentación fue hecha a 70µm de la DEJ. (c) La indentación fue hecha sobre la DEJ, produciendo grietas en el esmalte (flechas) y no en la dentina. (d) La

indentación fue hecha en la dentina con una esquina tocando la DEJ. Las grietas ocurrieron en el esmalte y no en la dentina. *Tomado de Xu, 1998.*

En el estudio de Lin y Douglas⁴ se resalta la importancia de la habilidad de la unión amelodentinaria para deformarse plásticamente ante la propagación de las grietas. Estos autores sugieren que los haces de fibras de colágeno orientados en forma paralela, con diámetros de 1 a 5µm en la unión amelodentinaria, juegan un papel importante en la detención de las grietas originadas en el esmalte.

El módulo de elasticidad describe la rigidez relativa de un material y se mide por la pendiente de la región elástica del diagrama tensión-deformación.³ El módulo de elasticidad del esmalte varía en las distintas áreas del prisma, cuando se utiliza la indentación como método para su evaluación. El módulo elástico es mayor cuando la carga aplicada es paralela (87,5GPa) al prisma del esmalte, en comparación a una carga perpendicular (72,7GPa). Sin embargo, estos valores son menores en la cola del prisma y en los espacios interprismáticos.⁶

El módulo de elasticidad del esmalte igualmente exhibe

una dependencia significativa de la orientación del diente. Estudios realizados, utilizando pruebas traccionales y compresivas han reportado valores de 84 GPa para el esmalte y 18 GPa para la dentina. Sin embargo, se han publicado valores de 90,6 GPa para el esmalte y 19,3 GPa para la dentina utilizando el método de indentación.⁵

Más recientemente, un estudio de Poolthong⁷ sobre módulo elástico de la dentina determinó valores de 28 GPa para la dentina peritubular y de 14 GPa para la dentina intertubular, utilizando el método de indentación a través de un indentador esférico de pequeño diámetro en comparación con el indentador piramidal utilizado en la mayoría de las técnicas.

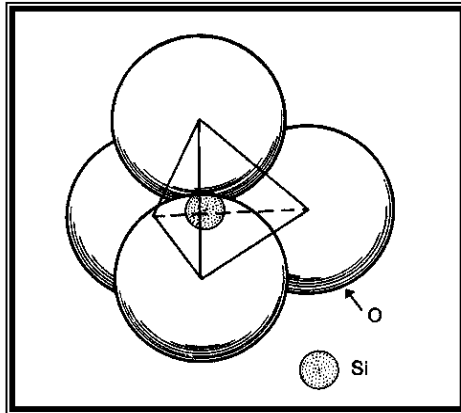
Si bien las resistencias a la compresión del esmalte y la dentina son similares, el límite proporcional y módulo de elasticidad del esmalte son mayores que los de la dentina. El módulo de elasticidad más alto produce un módulo de resiliencia más bajo en el esmalte en comparación con la dentina, lo que le confiere a ésta mayor capacidad para absorber la energía de impacto.³

El esmalte dental muestra ventajas biológicas en cuanto a su dureza superficial, pero es de naturaleza frágil y necesita de la dentina y del límite amelodentinario para poder transmitir y disipar las tensiones, actuando como un complejo biomecánico integrado que le permite a la estructura dentaria responder favorablemente a las complejas tensiones originadas en la masticación.⁴

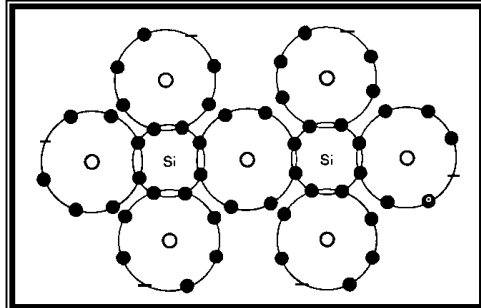
2.- CERÁMICA DENTAL. GENERALIDADES

2.1 Definición de cerámica dental

La palabra cerámica deriva del griego *Keramicos*, que significa barro cocido, por lo que la cerámica es un material térreo, usualmente de naturaleza silíceo.¹⁰ Se define como una combinación de uno o más metales con elementos no metálicos, generalmente oxígeno.^{11,12} Los átomos metálicos o semimetálicos como el sílice, al ser más pequeños, se pliegan entre los átomos de oxígeno que por su menor tamaño sirven de matriz.¹¹ ~~Figura~~Gráfico 3.-3-



GráficoFigura 3-a. Dibujo tridimensional de una unidad de silicato en la cual el átomo de Si está rodeado de cuatro átomos de oxígeno. Tomado de Mc Lean, 1979.



GráficoFigura 3-b. Diagrama de la unidad de silicato con cada tetraedro de SiO compartiendo un átomo de oxígeno. Tomado de ...

Existen muchos materiales cerámicos, debido a las innumerables combinaciones posibles entre los dos tipos de

elementos y porque a su vez, cada una de ellas puede tener distintas formas de ordenamiento estructural, en las que los átomos metálicos y no metálicos se pueden unir por enlaces iónicos o por enlaces covalentes, lo que da lugar a la existencia de materiales cerámicos con diferencias en algunas de sus propiedades.^{10,11,12}

Los materiales cerámicos, tienen en muchos casos, una estructura cristalina como los metales, pero a diferencia de éstos, el reticulado está compuesto por aniones y cationes y no tienen electrones libres. Éstos son compartidos por covalencia o cedidos o tomados para formar uniones iónicas.¹² Estas uniones atómicas son las responsables de la estabilidad química, la dureza, el alto módulo de elasticidad y la resistencia al calor de la cerámica.¹¹

La porcelana se usa en odontología para confeccionar restauraciones rígidas, se emplea sola o como recubrimiento de estructuras metálicas. Se hace referencia a este material con la denominación de porcelana dental o cerámica dental, aunque este último término denota la técnica de empleo junto con el material en sí mismo.¹²

La porcelana dental es un tipo de estructura cerámica en la que coexisten una fase vítrea y una fase cristalina. Los cristales se pueden incorporar durante la fabricación industrial o se pueden formar durante el proceso de fusión. La presencia de estos cristales hace que las propiedades de la porcelana difieran de las del vidrio original sin cristales.¹²

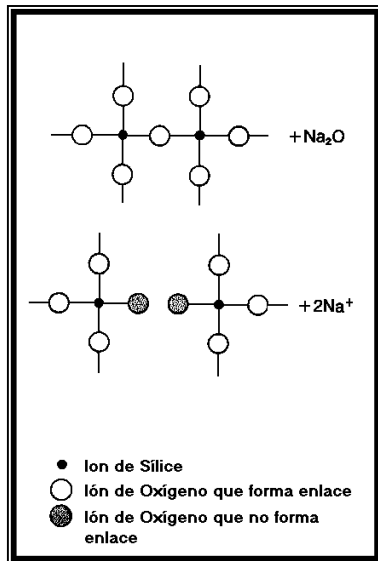
La cerámica convencional es una cerámica vítrea basada en una red de sílice, feldespato potásico ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$), feldespato sódico ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) o ambos. Cuando se eleva la temperatura a la cual se funde el sílice, éste no llega a constituir un líquido, sino que su aspecto es el de una masa semifluida o viscosa, que fluye con dificultad. Esto se debe a las fuertes uniones químicas que existen en esa estructura, que impiden la fácil movilidad de sus átomos. Esto hace que al enfriarse en condiciones normales les sea casi imposible ordenarse para formar una estructura cristalina. En esas condiciones, el sílice constituye una fase amorfa, que se denomina vidrio.¹²

En la cerámica dental se utiliza la cadena Si:O básica como matriz formadora de vidrio, pero las propiedades adicionales como baja temperatura de fusión, alta viscosidad y

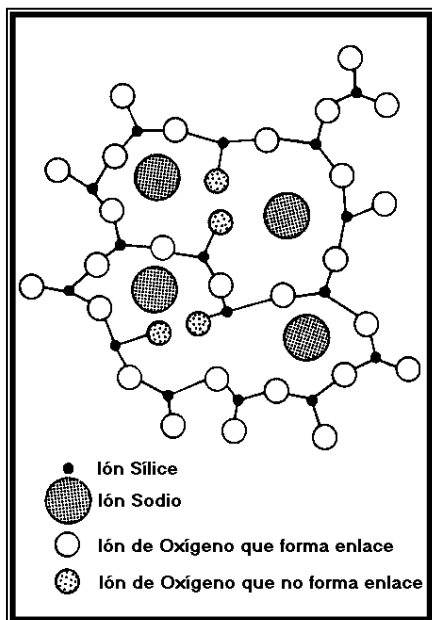
resistencia a la desvitrificación, se forman por la adición de otros óxidos a la red.¹¹

Los óxidos de sodio, potasio y calcio son utilizados como modificadores del vidrio; son introducidos en forma de carbonatos, los cuales se revierten a óxidos con el calor y actúan como fundentes, interrumpiendo la integridad de la cadena de SiO_4 .¹¹ [GráficoFigura 4 y 5.](#)

De este modo en lugar de tener los iones de O_2 que forman la unión con los tetraedros de SiO_4 , tenemos dos iones de O_2 sin formar enlaces, por lo que se forma una brecha en la cadena de SiO_4 y los iones de los óxidos añadidos se acomodan en los intersticios de la estructura aleatoria de la red. Cuanto mayor cantidad de óxidos se añadan, mayor será la cantidad de enlaces Si-O-Si que se romperán. La estabilidad del vidrio es altamente dependiente de la relación Si:O y estos enlaces covalentes no se deben reducir demasiado, de lo contrario pueden surgir problemas de estabilidad hidrolítica y desvitrificación. Igualmente, la relación O:Si en un vidrio afecta tanto la viscosidad como la expansión térmica.^{3,11}



[GráficoFigura](#) 4. Reacción entre el óxido de sodio y los tetraedros de Si . El óxido de sodio aporta los átomos de iones de oxígeno que interrumpen la continuidad de la cadena de Si. Tomado de Mc Lean, 1979.



[GráficoFigura](#) 5. Representación de la estructura del vidrio de silicato de sodio. Tomado de Mc Lean, 1979.

La desvitrificación ocurre cuando se han interrumpido un gran número de tetraedros de SiO_4 , formadores de vidrio en la cerámica dental. Una vez que la porcelana se ha desvitrificado o cristalizado, se hace difícil que forme una superficie glaseada.¹¹

Otros óxidos metálicos se pueden introducir en la cerámica dental. El óxido de boro se puede comportar como un modificador del vidrio; disminuye la viscosidad, baja la temperatura de fusión y forma una red por separado que interrumpe la red de sílice y baja la temperatura de fusión del vidrio.¹¹

El papel de la alúmina (Al_2O_3) en la formación del vidrio es complicada. La alúmina no se puede considerar un formador del vidrio verdadero, sin embargo, altera la temperatura de fusión y la viscosidad.³

Otro importante modificador del vidrio es el agua, aunque su adición a la cerámica dental no es intencional. El ión hidronium H_3O^+ , puede reemplazar al sodio o a otros iones metálicos en la cerámica que contiene modificadores del vidrio. Este hecho se relaciona con el fenómeno de *crecimiento lento*

de las grietas en las cerámicas que están expuestas a tensiones traccionales y a ambientes húmedos e igualmente con la falla ocasional a largo plazo de las restauraciones de cerámica después de muchos años de servicio.³

Para confeccionar cuerpos en materiales cerámicos, se pueden utilizar diversos procedimientos. Uno de ellos es a través de la mezcla de partículas cerámicas en forma de un polvo con agua destilada o líquidos orgánicos fabricados para este fin y se obtiene una masa que se puede modelar. En el momento de su cocción se elimina el líquido, lo que genera una contracción que se suma a la que se produce como consecuencia de la sinterización.^{3,11,12}

Si sus propiedades lo permiten, como en algunos silicatos de vidrio (estructura covalente de sílice modificada con la incorporación de cationes), se pueden fundir en una cámara de colado confeccionada con un revestimiento específico a partir de un patrón. El vidrio es luego tratado térmicamente para convertirlo en una estructura bifásica por su cristalización parcial; éste bloque cerámico es pigmentado superficialmente colocando porcelana de recubrimiento, para obtener las características ópticas finales.^{3,12}

Algunas porcelanas, en especial las que tienen alto contenido de leucita, son provistas en forma de bloques, que se pueden fundir al someterse al calor. Esta masa fundida, es inyectada en un molde hecho en un revestimiento a partir de un patrón. La pieza obtenida se puede caracterizar en su superficie o recubrir con porcelana por sinterizado.^{3,12}

Otro de los procedimientos para confeccionar cuerpos en materiales cerámicos, consiste en el suministro de un polvo de cristales de alúmina que se mezcla con un vehículo líquido para conformar una estructura. Una vez en el horno, se logra una sinterización parcial con la que se obtiene un bloque poroso de baja resistencia. Sobre éste bloque, se coloca una mezcla de polvo de vidrio y líquido que, al ser fundido nuevamente en el horno se infiltra en los espacios entre los cristales, de este modo, se transforma en una estructura bifásica. Finalmente, se procede a su recubrimiento con porcelana por sinterizado para obtener la forma y las características ópticas finales.^{3,11,13}

Por último, existe un método, con el cual se puede tallar un bloque cerámico por medio de un torno conducido por un programa computarizado, que a través de una imagen escaneada

obtiene la información de las dimensiones de la preparación, directamente de la boca del paciente o por medio de un modelo. Con la información almacenada se diseña la forma a obtener, en la pantalla de un monitor.¹²

En resumen, la cerámica dental responde a composiciones bastantes diversas y se puede, por estos motivos, definir 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).¹²

2.2. Clasificación de la cerámica dental

La cerámica dental se puede clasificar de acuerdo a su composición en: cerámica feldespática, cerámica con alúmina, cerámica con alto contenido de leucita y cerámica vítrea o vidrio cerámico. Así, tenemos que en la cerámica feldespática el elemento principal es el feldespato, el cual es un mineral que se encuentra en la naturaleza y está compuesto por aluminosilicatos de potasio, sodio y calcio en determinadas proporciones.¹²

El feldespato natural es una mezcla de albita $\text{Na}_2\text{Al}_2\text{Si}_6\text{O}_{16}$ y ortoclasa o microlina con cristales de cuarzo. Estos

feldespatos nunca están puros y la relación Na-K puede variar considerablemente. Sin embargo, para propósitos dentales, se selecciona un feldespato de alto contenido de potasio, por su resistencia aumentada al flujo pirolástico. Los feldespatos potásicos tienen una viscosidad extremadamente alta y ésta disminuye lentamente solo con el aumento de temperatura.¹¹

Cuando el feldespato potásico se mezcla con varios óxidos metálicos y es llevado a altas temperaturas, puede formar cristales de leucita y vidrio feldespático. Esta estructura tiene alta translucidez, pero los cristales no tienen un efecto reforzador significativo, por lo que se utiliza básicamente como recubrimiento de otras estructuras cerámicas o metálicas.¹²

El óxido de aluminio es uno de los minerales de mayor dureza que se encuentra en la naturaleza y comúnmente se extrae del mineral bauxita, que es principalmente óxido de aluminio hidratado.¹⁰ La cerámica con alúmina o alúmina sinterizada se utiliza en la odontología restauradora en la forma de refuerzos prefabricados para la construcción de coronas individuales y prótesis fijas.¹¹

Estos refuerzos se confeccionan mezclando un polvo fino de alúmina calcinada con un agente de unión como la metil celulosa y un agente de liberación. La masa de alúmina plástica se extiende a través de unas boquillas de carbono de tungsteno a la forma deseada. La alúmina es finalmente sinterizada o recristalizada a temperaturas de hasta 1.650°C, el producto resultante es una cerámica dura, impermeable y de alta resistencia.¹¹

La dispersión de los cristales de cerámica de alta resistencia y alto módulo elástico dentro de la matriz vítrea puede reforzar la cerámica dental. Mientras la matriz vítrea tenga una expansión térmica similar a la de los cristales, tanto la resistencia total como el módulo elástico, se pueden incrementar.¹³

McLean y Hughes¹³ utilizaron este método para desarrollar la primera porcelana aluminosa para la fabricación de coronas. En este mismo sentido, establecieron el principio de reforzamiento de una corona con un núcleo de porcelana con un 50% de cristales de alúmina. La resistencia de estas porcelanas reforzadas es aproximadamente el doble de las porcelanas feldespáticas convencionales.

A medida que se incorporan esos cristales en cantidades crecientes, la porcelana aumenta proporcionalmente su resistencia. En odontología, existen porcelanas denominadas aluminicas o aluminosas, con un 35%, 50% y hasta mas de un 80% de su masa constituida por cristales de alúmina. Su resistencia flexural puede superar los 200 MPa e incluso llegar a casi 500 MPa.¹²

Otro tipo de porcelana dental es la cerámica con alto contenido de leucita. Al modificar la composición y el tratamiento térmico empleado en la fabricación de la cerámica, se pueden obtener cristales de leucita en cantidad y tamaño adecuados para lograr un mayor refuerzo mecánico de la estructura final.¹²

La leucita es un aluminosilicato de aluminio potásico introducido en la porcelana dental para igualar la contracción térmica de la cerámica con el metal durante el enfriamiento. Recientemente ha sido utilizada como una fase reforzadora para restauraciones totalmente cerámicas.¹⁴

El contenido original de la cerámica vítrea consta de cristales de fluormica tetrasilica ($K_2Mg_5SiO_2OF_4$), los cuales por

su gran flexibilidad y morfología a manera de plato, añaden resistencia a la propagación de grietas. Se trabaja obteniendo una estructura de vidrio y para esto, se funde un vidrio de composición específica, siguiendo la técnica de la cera perdida.¹²

Obtenida la pieza de vidrio, se la somete a un tratamiento térmico a temperaturas superiores a 1.000°C durante varias horas. Con este procedimiento, parte de los átomos del vidrio se ordenan formando cristales y que crean una estructura bifásica. Los cristales son similares a la mica o a la hidroxiapatita según la composición particular del producto que se trate.¹²

Las propiedades mecánicas que se alcanzan son superiores a las de una porcelana feldespática, pero no tan elevadas como las logradas con las que tienen alto contenido de cristales de alúmina.¹²

3.- DESGASTE DE LA ESTRUCTURA DENTARIA QUE ANTAGONIZA CON LOS MATERIALES RESTAURADORES CERÁMICOS

3.1.- Proceso mediante el cual se produce desgaste de la estructura dentaria que antagoniza con los materiales restauradores cerámicos

El desgaste es un proceso natural que ocurre cuando dos superficies se mueven estando en contacto. Un factor importante que determina la cantidad de desgaste es el tiempo durante el cual las superficies se encuentran en movimiento. A medida que los pacientes conservan sus dientes naturales por más tiempo, el potencial de desgaste es mayor y esto se ha convertido en un problema clínico que va en aumento. El manejo de esta condición debe envolver el entendimiento de los procesos a través de los cuales éste ocurre y de su efecto sobre las estructuras dentales.¹⁵

El desgaste también se define como la remoción de material de superficies sólidas como resultado de la interacción mecánica entre dos superficies en movimiento. La naturaleza de estas superficies, es por lo tanto, uno de los factores críticos a la hora de establecer el comportamiento de cualquier sistema tribológico.¹⁵

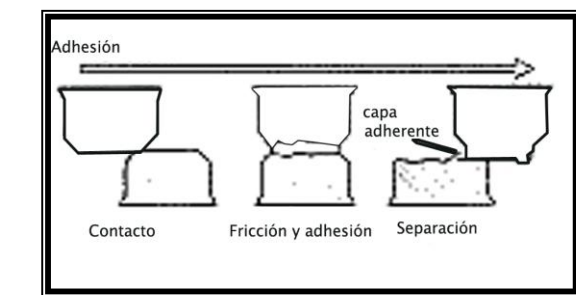
La actividad tribológica es la actividad mecánica sobre la superficie de un cuerpo sólido a través del contacto y movimiento

de un cuerpo opuesto. La tribología es una rama de la ciencia que trata la fricción, los procesos que la acompañan y describe el fenómeno que ocurre en las áreas donde se produce.¹⁵

En general, es posible distinguir cuatro tipos principales de procesos de desgaste. El desgaste adhesivo, el desgaste abrasivo, el desgaste por fatiga y el desgaste corrosivo.^{15,17,19,20}

El desgaste adhesivo ocurre cuando las superficies se deslizan una contra la otra. Los efectos de la fricción ocasionan que las asperezas de una superficie se adhieran a las asperezas de la otra, por lo que existe una transferencia de material. El volumen de material transferido es proporcional al área de contacto real y a la distancia de deslizamiento.¹⁵

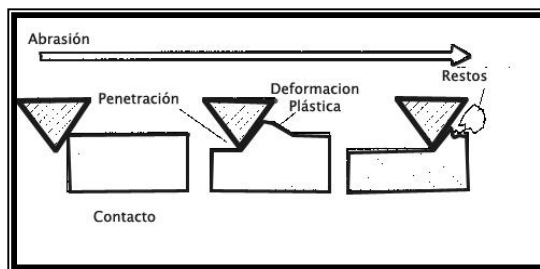
6a.



1996.

[GráficoFigura](#) 6a. Adhesión: un simple deslizamiento causa adhesión entre las dos superficies dando como resultado la transferencia neta de material de una a la otra. Tomado de Mair,

El desgaste abrasivo es probablemente el tipo mas común de desgaste. Este ocurre cuando las asperezas duras penetran en superficies más blandas. Estas asperezas pueden ser parte integral de una superficie, como por ejemplo, las partículas de relleno de las resinas compuestas o ser partículas separadas que se traban entre las superficies. El primer tipo de abrasión se denomina abrasión de dos cuerpos, mientras que la segunda es denominada abrasión de tres cuerpos. En general, el desgaste abrasivo es proporcional a la dureza de las partículas abrasivas, la carga y la distancia de deslizamiento.¹⁵ [GráficoFigura 6b.](#)



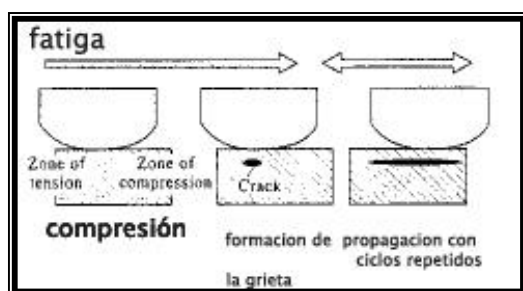
[GráficoFigura 6b.](#) Abrasión: La aspereza penetra la superficie causando un deformación plástica La superficie deformada se puede fracturar. Tomado de Mair, 1996.

El desgaste por fatiga se presenta cuando una superficie se desliza sobre otra y se produce, en el material, una zona de compresión por delante del movimiento. La deformación plástica del material ocasiona una zona de tensión por detrás del movimiento. Se generan grietas en la subsuperficie y se propagan como resultado de ciclos repetidos, a una profundidad

Con formato: Sangría: Primera línea: 0 cm

dictada por las propiedades del material.¹⁵

Eventualmente, las grietas se propagan hacia la superficie y el material rodeado por las grietas se pierde. Este material desplazado, puede en sí mismo producir desgaste de tres cuerpos.¹⁵ [GráficoFigura 6c.](#)

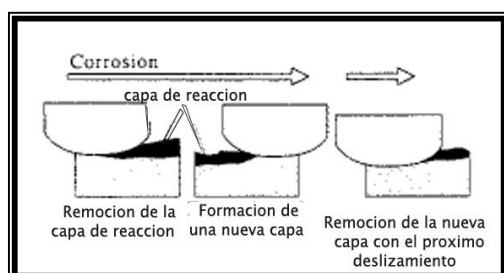


[GráficoFigura 6c.](#) Fatiga: El deslizamiento causa zonas de compresión y tensión en la subsuperficie del material. Las grietas formadas se propagan con el deslizamiento repetido. Tomado de Mair, 1996.

El desgaste corrosivo se produce si un material interactúa con su ambiente y forma una capa de reacción en la superficie. Esta capa se puede remover como resultado del deslizamiento y se forma una nueva capa de reacción en la superficie expuesta y subsecuentemente removida con el siguiente deslizamiento.¹⁵

[GráficoFigura 6d.](#)

El desgaste del esmalte humano y los materiales



restauradores que lo antagonizan son aspectos de interés cuando se seleccionan materiales restauradores para el tratamiento clínico. El desgaste y la pérdida del esmalte son irreversibles y pueden conducir a la necesidad de procedimientos restauradores complejos. De forma ideal, la tasa de desgaste de un material restaurador se debe aproximar a la del esmalte. Se ha reportado una tasa de desgaste del esmalte opuesto al mismo tejido de 20 μm en la región premolar y 40 μm en la región molar en un período de un año. La pérdida del esmalte puede conducir a una inestabilidad oclusal, así como producir exposición de la dentina y aumentar el riesgo a caries.¹⁹

El diagnóstico y el manejo apropiado humano es un problema clínico significativo entendimiento de los procesos básicos: lejos de estar completo.²¹

GráficoFigura 6d. Corrosión: si el material interactúa con el ambiente se forma una capa de reacción en la superficie pudiendo ser removida con el deslizamiento. Se forma una nueva capa que es removida con los deslizamientos siguientes. Tomado de Mair, 1996.

El desgaste es un fenómeno progresivo, caracterizado por la pérdida anatómica original de la estructura dentaria. Este proceso puede ser el resultado de condiciones fisiológicas o patológicas. El desgaste fisiológico produce una degradación de la superficie que resulta en una lenta y progresiva pérdida de la

convexidad de las cúspides.²²

El desgaste excesivo resulta en un daño inaceptable a las superficies oclusales y en una alteración del patrón funcional del movimiento masticatorio. Puede incluso destruir la estructura dentaria de la región anterior, que es crucial para la función de la guía anterior y la estética.²²

La selección apropiada de los materiales restauradores es importante para preservar la función normal y la armonía oclusal. El oro es considerado el material de restauración mas idóneo, por su resistencia al desgaste y el mínimo desgaste producido a la estructura dentaria antagonista, sin embargo, sus limitaciones estéticas son evidentes²².

La cerámica es quizá el material de restauración estético más comúnmente utilizado para la reconstrucción tanto de los dientes anteriores como de los posteriores. Pocos materiales pueden igualar sus excelentes resultados estéticos, no obstante, su utilización en las superficies oclusales es de particular interés en términos del desgaste que pueda infligir a los dientes opuestos y a los materiales restauradores.²³

La porcelana dental está constantemente evolucionando

para maximizar la resistencia mecánica, la estética y la versatilidad, pero su gran desventaja es su potencial abrasivo a la dentición natural antagonista.²²

Los estudios tanto *in vitro* como *in vivo*, han demostrado el comportamiento destructivo de la porcelana sobre el esmalte antagonista, independientemente del método de evaluación utilizado.²²

Microscópicamente, las superficies de la cerámica dental y las estructuras dentarias no son lisas, ambas se encuentran en un primer contacto con las asperezas de sus superficies. Con las superficies frágiles como las del esmalte y la cerámica, estas asperezas se fracturan durante el deslizamiento.²³

Cuando se comparan las fotografías al microscopio electrónico de barrido, se pueden observar similitudes entre la porcelana y el esmalte en las zonas de desgaste, ambas muestran evidencia de las penetraciones características del desgaste abrasivo. De igual modo, hay poca evidencia de transferencia de material, lo que es indicativo de desgaste adhesivo. Por lo tanto, es razonable asumir que el desgaste del esmalte cuando se opone a materiales restauradores cerámicos es por abrasión.²⁵

Con formato: Sangría: Primera línea: 0 cm

La meta al restaurar la estructura dentaria debe ser proveer superficies oclusales que no solamente sean resistentes al desgaste, sino que no produzcan desgaste de la superficie dentaria antagonista. Se debe tener extremo cuidado al evaluar el daño potencial al utilizar ciertos materiales restauradores cuando antagonizan con la estructura dentaria.²³

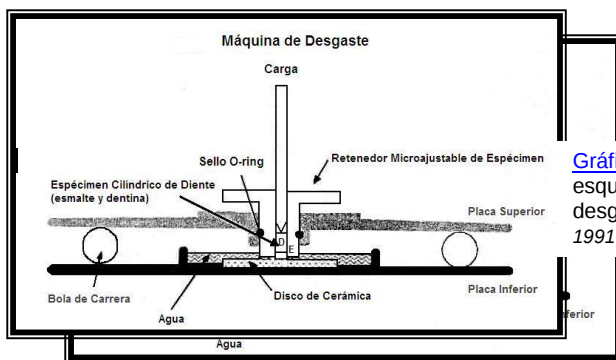
Las diferencias individuales concernientes a la extensión, velocidad, tipo de movimiento, carga y factores dietéticos que incluye el tiempo necesitado para completar el proceso masticatorio, sugieren que los estudios *in vitro* dan una perspectiva diferente a los estudios *in vivo*, con relación al desgaste de los dientes naturales en contacto con diferentes materiales protésicos durante una función específica. Los estudios *in vivo* necesitan un gran número de pacientes, lo que causa problemas de tipo económico, práctico y ético.¹⁸

Con el incremento en el número de materiales restauradores disponibles, la búsqueda de un método o máquina que pueda predecir el comportamiento clínico ha sido la meta de muchos investigadores en el área de los materiales dentales¹⁸. El problema observado en los estudios de desgaste, radica en la

falta de estandarización, debido a la gran variedad de abrasivos, instrumentos de medida y métodos para estudiar el desgaste. Esto dificulta la valoración de los resultados, por lo que se debe considerar tanto para su interpretación como para el análisis de las conclusiones emanadas de los estudios in vitro que comparan los materiales dentales.^{26,27,28}

El desarrollo de máquinas es entendido como un intento de simular el ciclo masticatorio y el ambiente bucal.¹⁵ Pero es muy difícil de obtener una simulación exacta a través de un aparato.²⁷

Los aparatos más simples son aquellos que utilizan una clavija sobre un disco, donde uno de ellos es confeccionado con el material que es objeto del estudio.¹⁵ Con este método se comparan materiales por parejas, oponiéndose uno contra otro. Los especímenes de la prueba se modelan en forma de una clavija de dimensiones conocidas. La clavija es cargada con otro material, que generalmente es un disco rotatorio.²⁹ [Gráfico Figura](#)



[Gráfico Figura](#) 7. Dibujo esquemático del aparato de desgaste. Tomado de Segui, 1991.

7. Las mediciones del desgaste se realizan entonces calculando la diferencia en peso de los especímenes, la altura de la clavija y las dimensiones de las marcas dejadas en el proceso.²⁹

A través de este método se estudia el desgaste como una abrasión de dos cuerpos, sin embargo, en el proceso de desgaste que ocurre entre restauraciones antagonistas es una combinación de desgaste de

[Gráfico Figura](#) 7. Dibujo esquemático del aparato de desgaste. Tomado de Segui, 1991.

dos y tres cuerpos.²⁹

El tercer cuerpo en el proceso de desgaste se refiere a la presencia de partículas de alimentos entre los dientes y las restauraciones de sus antagonistas durante la masticación. Se toma en cuenta las partículas que se desprenden de los materiales frágiles cuando se producen microgrietas en su superficie, los cuales se mezclan con el bolo alimenticio haciéndolo más abrasivo y acelerando la tasa de desgaste.¹⁵

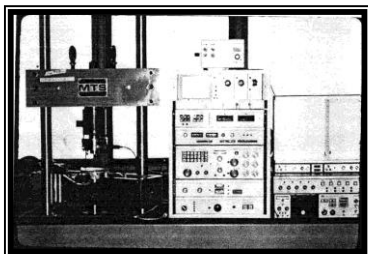
En algunos estudios *in vitro*, se han utilizado productos alimenticios naturales, como harina, semillas de amapola, mijo y arroz, generalmente, mezclados con agua, para asemejar con mas exactitud la consistencia natural de los alimentos y simular su efecto en el proceso de desgaste. Sin embargo, en otros estudios se han utilizado productos artificiales como polimetil metacrilato, partículas de carbonato de calcio o carburo de silicona.¹⁵

En este mismo sentido, se han desarrollado un número de artefactos para incluir un mezcla abrasiva que actúe simultáneamente con el contacto entre las superficies.¹⁵ El desarrollo de un ambiente bucal artificial requiere de la

coordinación de factores como: la incorporación de saliva artificial, que reaccione con el material en una forma similar a la forma en que la saliva natural reaccionaría con el mismo material; el control de la humedad y las fluctuaciones en la temperatura y la duplicación de las fuerzas y los movimientos que se generan durante la masticación.³⁰

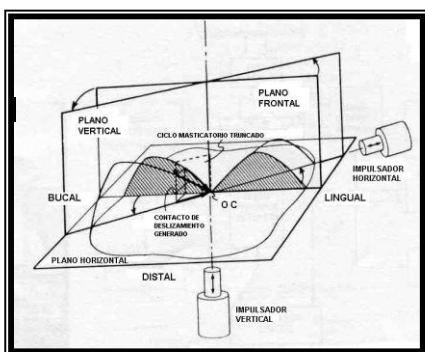
Por otro lado, la mayoría de los sistemas no emplean las formas anatómicas para las muestras y las fuerzas desarrolladas son constantes durante el período de contacto en el deslizamiento.³⁰

Para simular el proceso masticatorio, DeLong y Douglas³⁰ desarrollaron el concepto de la boca artificial; un sistema donde se reproduce, de una forma muy confiable, los movimientos y las fuerzas de la masticación. Para ello, utilizaron dos unidades servo-hidráulicas integradas para reproducir muchas de las características del ciclo masticatorio. El movimiento tridimensional de la masticación se puede aproximar a través de un control en dos dimensiones, vertical y horizontal y se puede generar una fuerza constante desde 1 libra hasta 1000 libras (4,45-4450 N),



[Gráfico-Figura](#) 8. Unidad de prueba.
Tomado de DeLong y Douglas,1983.

siguiendo cualquier forma de anatomía oclusal.³⁰ [GráficoFigura 8](#)
y 9



[GráficoFigura 9.](#) Corte transversal de un molar superior invertido en la unidad mostrando la reducción del movimiento tridimensional a un control de dos dimensiones. Tomado de DeLong y Douglas, 1983.

El mayor problema con estos artefactos ha sido que la mayoría de ellos simulan solo uno o dos de los mecanismos que están simultáneamente presentes en la cavidad bucal. Muy pocos han incorporado una mezcla para simular el bolo alimenticio y la mayoría utiliza agua como lubricante. Otro problema, previamente mencionado, es que la mayoría utiliza las piezas con superficies planas, mientras que las restauraciones se caracterizan por tener formas complejas que originan diferentes tensiones en las diferentes zonas de la superficie de la restauración.¹⁵

La falta de correlación entre los estudios clínicos y de laboratorio no debe impedir que los investigadores utilicen las máquinas que simulan desgaste; sino que deben ser utilizadas

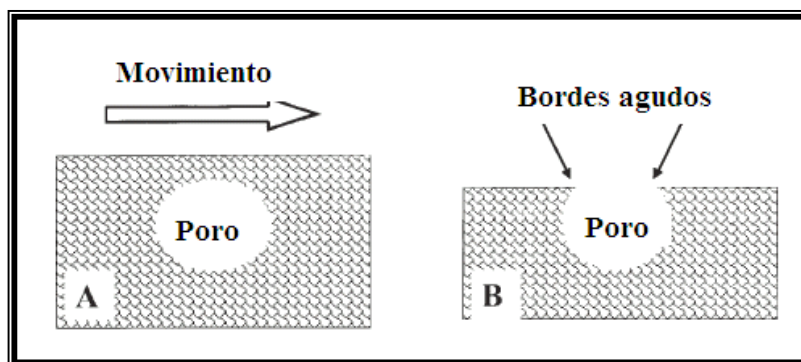
para investigar los mecanismos fundamentales, en lugar de categorizar el comportamiento clínico potencial.¹⁵

3.2 FACTORES A TOMAR EN CUENTA EN EL DESGASTE DE LA ESTRUCTURA DENTARIA QUE ANTAGONIZA CON LOS MATERIALES RESTAURADORES CERÁMICOS

3.2.1.-Factores inherentes a la cerámica dental

3.2.1.1.-Microestructura de la cerámica dental

La porosidad se considera, generalmente, como una propiedad indeseable en los materiales dentales. En la cerámica dental en particular su presencia afecta la translucidez y la resistencia.³¹ Si estas porosidades de la subsuperficie son expuestas durante el proceso de desgaste, los bordes agudos del defecto superficial producen mayor desgaste a la dentición antagonista.²² [GráficoFigura 10.](#)



[GráficoFigura](#) 10. Si un poro de la subsuperficie se expone durante la acción de un desgaste progresivo, los bordes agudos del poro producirán mayor desgaste al esmalte opuesto. *Tomado de OH, 2002.*

La porcelana sinterizada se produce al mezclar un polvo con un líquido, condensado por vibración y sinterizada para disminuir la porosidad. El aire atrapado, no puede, sin embargo ser removido completamente del cuerpo de la porcelana.²²

Por otro lado, el ambiente de cocción es un factor que también afecta la proporción de las porosidades.²² Disminuyendo la presión atmosférica durante la cocción del bizcocho, se reduce la porosidad en un factor de 10 y el diámetro de los poros en un factor de 2,5 cuando se compara con la técnica de aire a presión.³¹ El ambiente al vacío fuerza las burbujas de aire fuera de la mezcla y el tamaño de las burbujas de aire retenido se reduce por la atmósfera de alta presión una vez que el vacío se libera durante el proceso de sinterización.²²

Igualmente, se muestra en el estudio de Jones³¹ que la porosidad total y el promedio del tamaño de los poros tiende a aumentar con el aumento de la temperatura de cocción y que la viscosidad juega un papel importante en el control de la cantidad y tamaño de los poros, la menor viscosidad es responsable por un mayor porcentaje de poros de menor tamaño. Aunque la tasa

de sinterización es dependiente de la viscosidad, también se va a ver afectada por el tamaño de la partícula, pues las partículas más pequeñas se fusionan más rápidamente. De igual modo una mayor velocidad de sinterización puede atrapar más aire que si se utiliza una tasa de sinterización mas lenta.³¹

La porosidad disminuye el área de la sección transversal sobre la cual se aplica una carga, de manera que la concentración de tensiones aumenta en el área de los poros y de este modo la probabilidad de fractura de la cerámica también aumenta. De tal manera, que existe una relación inversa entre la resistencia mecánica y el volumen de porosidad.³¹

Los datos de los estudios para sistemas basados en alúmina y otros óxidos puros, sugieren que la resistencia se aumenta en un 50% cuando la porosidad se reduce en un 10%. Los poros encontrados en estos sistemas tienen generalmente una forma irregular, comparado con las porosidades esféricas de las cerámicas feldespáticas.³¹

Es posible que las formas irregulares de los poros, se puedan encontrar en la cerámica aluminosa que se emplea para la confección de núcleos, éstos tienen una alta proporción de

relleno de alúmina. Si la matriz vítrea no humecta suficientemente la superficie de las inclusiones de alúmina por falta de cocción, se pueden formar poros de forma irregular, donde la concentración de tensiones seráes mayor que en los poros de forma esférica.³¹

Se ha demostrado mayor porosidad en cerámicas de baja fusión con el tamaño de los granos más finos que los de la cerámica feldespática convencional.²² Por otro lado, la cocción de las cerámicas de baja fusión parece ser menos predecible que la de las cerámicas de altas temperaturas de fusión, lo que se explica por el hecho de que los hornos convencionales no han sido diseñados para ser precisos a bajas temperaturas y trabajan mejor a temperaturas entre 900 y 1000°C.²⁶

En resumen, los factores como: el tamaño de la partícula, la viscosidad de la matriz y la temperatura de cocción son tan importantes como las técnicas en sí. Un incremento en la porosidad está asociado con una mayor tasa de sinterización de una matriz menos viscosa, con partículas de tamaño muy pequeño (menores a 5µm) y con una mayor temperatura de cocción, pues estos factores limitan la posibilidad del aire de escapar durante la cocción.³¹ Este aumento en la porosidad, se

traduce en una disminución de la resistencia mecánica, pobres resultados estéticos y un mayor potencial abrasivo de la cerámica por la presencia de una superficie irregular.²²

Los cristales incorporados en la matriz vítrea pudieran ser un factor relevante en el mayor desgaste de la dentición opuesta debido a su mayor dureza. El potencial abrasivo de los cristales también varía dependiendo del tipo, contenido, morfología y distribución de las partículas cristalinas.³²

Los bordes agudos del cuarzo en las cerámicas de alta fusión y las que contienen más de un 45% de leucita tetragonal son altamente abrasivas. Sin embargo, el potencial abrasivo de la cerámica vítrea que contiene de 45 a 50% de cristales ha sido señalado que es comparable con el potencial abrasivo de las aleaciones de oro. El menor potencial abrasivo de la cerámica vítrea pudiera estar relacionado en parte al tipo de cristal, el cual es fluormica tetrasílica ($K_2Hg_5Si_5Si_8O_{20}F_4$), al patrón de distribución del cristal y al pequeño tamaño de los cristales (5-7 μ m).²²

En un estudio *in vitro*, una cerámica no cristalina fue más abrasiva que las cerámicas cristalinas; el autor propone la

hipótesis de que la presencia de defectos macroscópicos, la fragilidad y posiblemente una insuficiente tenacidad del vidrio pudiera generar partículas más abrasivas.²⁶ Esto indica que es inapropiado predecir las características del desgaste de un material cerámico basado solo en la cantidad de cristales.²²

Otros factores como la proporción, el tipo, la morfología y la distribución de las partículas cristalinas de la matriz vítrea se deben optimizar para mejorar el comportamiento en cuanto a propiedades mecánicas de la cerámica y al desgaste que puedan producir.²²

Los cristales incluidos en la matriz vítrea no necesariamente tienen un efecto negativo en el desgaste del esmalte. Para poder encontrar respuesta a la abrasividad de los cristales encontrada en algunos estudios *in vitro*, se requiere una mayor estandarización de las técnicas utilizadas.²²

La interpretación de los resultados de los estudios *in vitro*, se debe hacer con precaución debido a que las cerámicas con bajo contenido cristalino, creadas para mejorar el comportamiento en cuanto al desgaste que producen, han demostrado un comportamiento abrasivo diferente dependiendo

del tipo de prueba empleada.²²

Cuando el estudio se realiza utilizando como mecanismo el desgaste de dos cuerpos, estas cerámicas producen menor desgaste al antagonista que las cerámicas feldespáticas convencionales²⁷, mientras que en otro estudio²⁶ el desgaste producido fue mayor al de la cerámica feldespática y aluminosa cuando los movimientos masticatorios fueron simulados a través del método de la boca artificial de DeLong y Douglas.

Por otro lado, Clelland *et al.*³³ no encontraron diferencias significativas al comparar cerámicas con bajo contenido cristalino y feldespáticas convencionales empleando el mecanismo de desgaste de 3 cuerpos, sin embargo, el desgaste fue mayor cuando emplearon el mecanismo de 2 cuerpos.

Los aspectos microestructurales como la presencia de poros en la cerámica, han demostrado tener un aspecto negativo con respecto al potencial abrasivo de la cerámica, por la posibilidad de crear una superficie rugosa. Igualmente, el potencial abrasivo del contenido cristalino de la cerámica, parece depender de la cantidad, morfología, distribución, tamaño y dureza de los cristales.²²

3.2.1.2.- Propiedades mecánicas de la cerámica dental relacionadas con el desgaste de la estructura dentaria antagonista

La dureza superficial se mide por la resistencia de un material a la deformación permanente o a la penetración por un indentador.³ En su forma más simple, el modelo de desgaste abrasivo asume que el material que produce la abrasión es de mayor dureza que el material que sufre la abrasión y que él en sí mismo no se abrasiona. En la práctica, el material que abrasiona si experimenta igualmente desgaste. Para medir la eficiencia de los diferentes materiales abrasivos, se ha definido la relación H_m/H_a entre la dureza del material abrasionado y la dureza del material que produce la abrasión.²⁵

Experimentalmente, se ha encontrado que los materiales con una relación H_m/H_a menor de 0,8 experimentan un desgaste abrasivo *duro*, mientras que aquellos con una relación mayor de 0,8 experimentan un desgaste abrasivo *suave*.²⁵ La implicación es que la fórmula se ha utilizado en algunos estudios para comparar el potencial abrasivo entre las distintas porcelanas y el esmalte. No obstante, actualmente los estudios han demostrado

una pobre correlación entre la dureza de la cerámica y su potencial abrasivo.^{22,23,28,32,35}

Algunos materiales, como los metales, exhiben tasas de desgaste proporcionales a sus valores de dureza relativa. Mientras mayores valores de dureza tenga la restauración, mayor el desgaste producido al esmalte antagonista.^{22,35} Esta relación directa ha sido verificada experimentalmente para elementos donde la dureza está determinada por las características de las fuerzas interatómicas. Esta relación no parece ser válida para materiales como la cerámica, en la cual la dureza está determinada por sus características microestructurales.³⁵

De modo tal que la dureza, por sí sola, no predice de manera confiable el potencial abrasivo de un material restaurador, en particular para materiales de naturaleza frágil como la cerámica.²²

Cuando la cerámica se desliza sobre la cerámica o sobre el esmalte, el desgaste no se produce por deformación plástica como ocurre con los metales, sino por fractura. En este caso la dureza, que es la medida de la resistencia a la deformación plástica, juega un papel mucho menor, por lo que otras propiedades como la tenacidad a la fractura estarían mas

relacionadas con la resistencia al desgaste.³⁵

Las propiedades mecánicas de la cerámica se pueden ver afectadas por las interacciones con el medio en el que se encuentra. Los valores de dureza superficial pueden variar dependiendo del potencial zeta o electrocinético, que es una medida del potencial eléctrico de una superficie e influye sobre las propiedades mecánicas de algunos materiales. Cuando este potencial es cercano a cero, se aumenta la dureza en el vidrio y se disminuye con un aumento en la carga positiva en su superficie.²²

El ambiente húmedo de la cavidad bucal puede impartir cargas positivas al vidrio o a la cerámica, conduciendo a la pérdida de iones de sodio al ambiente acuoso con el que interactúa, por lo tanto reduciendo la dureza superficial. Así que la cerámica puede presentar distintos comportamientos dependiendo de las interacciones del medio con sus componentes microestructurales.²²

Por otro lado, una estructura cerámica tiene elevada resistencia a la compresión pero escasa resistencia a la tracción, al corte y especialmente a la flexión. La razón para estas

características mecánicas está en las imperfecciones o defectos (dislocaciones) que existen en la estructura de todo material. La presencia de dislocaciones modifica el comportamiento mecánico que se podría esperar en una estructura sin ellas.¹²

En materiales como los metálicos, las dislocaciones se pueden propagar al inducirse una tensión. Así, se puede producir una deformación permanente significativa antes de una fractura. En los materiales cerámicos esto no es posible, sea por la presencia de uniones covalentes, que hace difícil desplazarlos o, si existen enlaces iónicos, porque se estarían acercando iones de igual carga, que se tienden a rechazar.¹²

Por lo tanto, en los materiales cerámicos, las dislocaciones no se trasladan por movilización de átomos como en los materiales metálicos. Esto determina que si se aplica una fuerza suficiente, la dislocación se propaga en forma de grieta y se produce así la ruptura prácticamente súbita del material, sin ninguna deformación permanente previa, lo que le confiere al material insuficiente tenacidad a la fractura y fragilidad.¹²

La tenacidad a la fractura está relacionada con las tensiones que se deben concentrar en la punta de una grieta

antes de que se inicie la fractura.³⁶ Cuanto menor es la tenacidad a la fractura, menor es la confiabilidad clínica de una restauración cerámica, pues los valores de tenacidad, definen el nivel de intensidad crítico en el cual ocurre la falla catastrófica debido a microdefectos críticos.³⁷

Estos microdefectos pueden ser la presencia de poros, inclusión de impurezas y defectos inherentes al material, como granos grandes, grietas residuales y microgrietas ocasionadas por diferencias en los coeficientes de expansión térmica.²² El comportamiento térmico de la porcelana dental es muy sensible a los cambios en la concentración de leucita. El análisis cuantitativo de difracción de rayos x en porcelanas con múltiples cocciones revelan que las concentraciones de leucita son alteradas durante múltiples cocciones. Un enfriamiento lento y las múltiples cocciones promueven al agrietamiento inmediato y retardado de la porcelana. Las porcelanas con una sola cocción son más resistentes que las porcelanas con múltiples cocciones.³⁹

La baja resistencia de la cerámica a la tracción, contribuye a la fractura de la superficie, que generalmente ocurre perpendicularmente a la dirección de la aplicación de las

tensiones. La carga compresiva axial, sobre la superficie se puede distribuir como tensiones bajo el área de la subsuperficie. Este comportamiento puede tener peores efectos con el aumento de las tensiones que se produce cuando es sometida a fuerzas parafuncionales y fluctuaciones en la temperatura que con frecuencia se experimentan en la cavidad bucal.²²

Si un material restaurador cerámico no tiene suficiente tenacidad, tras la fractura se pueden desprender de su superficie pequeñas partículas que durante el proceso abrasivo pueden agudizar sus bordes aumentando así la tasa de desgaste. Los bordes agudos del vidrio fracturado no se amellan con rapidez debido a su dureza.^{22,26} Igualmente la presencia de grietas en la superficie y la pérdida de partículas de cerámica dejan una superficie más rugosa y por lo tanto más abrasiva.^{27,28}

La interacción de la cerámica con el medio ambiente químico puede tener un mayor efecto sobre la resistencia que los defectos superficiales. La resistencia tiempo-dependiente del vidrio y la cerámica, conocida como fatiga estática se debe a la influencia del agua en las condiciones de humedad. Se cree que la fatiga estática resulta de una reacción química entre el vapor de agua y los defectos de la superficie en el vidrio o la cerámica,

lo que causa que el defecto aumente su tamaño a dimensiones críticas que permitirán la propagación espontánea de las grietas. El papel de la humedad absorbida en la fatiga estática es que disminuye la energía requerida en la superficie de la grieta para su propagación.^{38,39}

La fricción y el desgaste, generalmente, están relacionados, pero son fenómenos distintos y pudieran no tener una relación directa. La fricción es la resistencia que opone un cuerpo a su desplazamiento sobre otro cuerpo. La relación entre la fuerza tangencial necesaria para vencer la fricción y la fuerza normal que mantiene a dos superficies juntas se denomina coeficiente de fricción. Este varía entre 0 y 1 y depende de los materiales en contacto, de su composición, del acabado superficial y de la lubricación.⁴⁰

En el pasado, la importancia de la fricción como un factor de desgaste de materiales restauradores frágiles no ha sido del todo apreciada, cuando aumenta el coeficiente de fricción entre dos materiales aumenta también el desgaste.¹⁵

El coeficiente de fricción depende de las cargas y de los factores geométricos como la textura, la forma y el área de las

superficies en contacto. Las superficies rugosas, los valores de carga elevados y las altas velocidades de deslizamiento han demostrado aumentar el coeficiente de fricción y por lo tanto el desgaste⁴⁰. Las superficies altamente pulidas tienen irregularidades microscópicas y es la interacción entre los picos y valles lo que determina la fricción entre dos superficies opuestas.²²

Como la dureza superficial del vidrio y la cerámica disminuye en un ambiente acuoso, ambos materiales se pueden adherir fácilmente a nivel microscópico a través de las asperezas en presencia de saliva. En consecuencia, una aproximación mas íntima entre las superficies resulta en un coeficiente de fricción mayor asociado a la exposición al medio acuoso.^{22,28,40}

3.2.1.4 Tratamiento superficial de la cerámica dental

Los materiales restauradores cerámicos tienen intrínsecamente múltiples defectos, por la distribución heterogénea de los cristales en una matriz vítrea. Los defectos adicionales inducidos durante el procesado de la cerámica reducen la resistencia y aumentan el desgaste del esmalte antagonista.²²

El propósito que se persigue con el glaseado es sellar estos poros y defectos de la superficie y reducir la abrasividad de la cerámica. El glaseado se logra aplicando un polvo de vidrio a la superficie de la corona para producir una superficie brillante.¹¹

El glaseado debe madurar normalmente a una temperatura menor que la de la restauración y su expansión térmica debe ser fraccionadamente menor a la del cuerpo de la cerámica sobre la cual es aplicada. De este modo, la superficie glaseada es colocada bajo compresión evitando que se agriete o desprenda.¹¹

El glaseado de la superficie produce una superficie lisa y brillante que aumenta la resistencia del sistema cerámico, sin embargo, es fácilmente removido por el ajuste oclusal o después de un corto período en función.²² Otra forma de obtener una superficie lisa y brillante, consiste en prolongar un poco más la cocción final de la porcelana, con lo que se funde la parte superficial del material, y se logra el glaseado, el inconveniente es que esa fusión superficial puede hacer que se pierda la forma anatómica previamente obtenida.¹²

Cuando se realiza la prueba de la cerámica, generalmente

se realizan los ajustes oclusales en el consultorio y la restauración retorna al laboratorio dental para ser pulida y glaseada, permitiendo que las restauraciones sean cementadas sin correcciones posteriores de su superficie. Sin embargo, cuando se colocan restauraciones cerámicas adhesivas, como carillas e incrustaciones, no es recomendado realizar los ajustes antes de la cementación por riesgo de fractura. Por esta razón, la superficie de la restauración es ajustada con frecuencia y pulida después de ser cementada.²⁶

Se han realizado una variedad de estudios donde se comparan las características de las superficies glaseadas con las de las superficies pulidas, en función de su potencial abrasivo. La mayoría coincide en que las superficies pulidas causan menor o igual desgaste que las superficies glaseadas.^{41,42,43,24,23,44}

En el estudio *in vitro* de Krejci *et al.*⁴³, muestras de cerámicas prensadas pulidas y glaseadas, mostraron tasas de desgaste similares durante los 2 primeros ciclos de la prueba. Sin embargo, al final del estudio, la versión glaseada mostró de forma significativa, mayor desgaste. Los autores explican los resultados del estudio, por las observaciones al microscopio electrónico de las superficies oclusales durante la prueba, en las

cuales se muestra una remoción completa del glaseado en la zona del contacto oclusal, después del segundo ciclo del desgaste.

Estos resultados coinciden con los de los estudios de Jagger *et al.*⁴⁴ , donde observaron que el glaseado es removido después de un período de dos horas que corresponderían a dos días de desgaste intrabucal aproximadamente.

Existen autores que recomiendan la remoción deliberada del glaseado de las superficies oclusales alegando, que por su mayor dureza puede ser mas abrasivo. Estos autores recomiendan que la porcelana sea pulida en vez de re-glaseada después de los ajustes en el laboratorio.⁴¹

Se han realizado un gran número de estudios para identificar las técnicas de acabado y pulido que pudieran crear superficies tan lisas como la porcelana glaseada.^{22,26,46}Tabla 1.

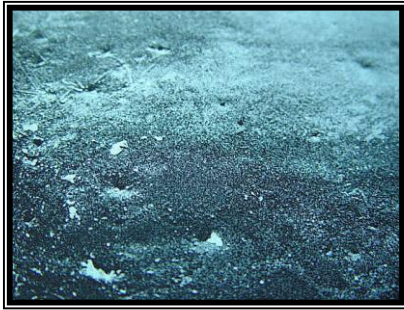
Tabla I	
Métodos de pulido de la porcelana después de los ajustes recomendado por varios autores	
Sulik and Plekavich 1981	Ruedas de goma, pasta de piedra pómez y óxido de estaño
Smith and Wilson	Series de discos sofex diseñados para el acabado

1981	de las resinas compuestas
Klausner et al 1982	Pasta de diamante, piedra pómez/carbonato de calcio
Zalkind et al 1986	Arenado con óxido de aluminio antes de llevar al horno
Haywood et al 1988, 1989	Instrumentos que disminuyen progresivamente en el tamaño de particular, fresas de carburo de 30 hojas y pasta de pulido de diamante. Las piedras de diamante a velocidad moderada y con refrigeración o fresas de carburo a alta velocidad, sin refrigeración.
Goldstein 1989	Copas y puntas Shofu
Haimondo et al 1990	El kit de Shofu, seguido por pasta de diamante
Patterson et al 1991	Fresas de diamante de grano fino seguidas por pasta de diamante
Scurria and Powers 1994	Arenado con óxido de aluminio seguido por la utilización de puntas de óxido de aluminio.
Jagger and Harrison 1994	Series de discos con partículas de óxido de aluminio y puntas de goma).

Tabla 1. Tomado de Al-Wahadmi, 1998.

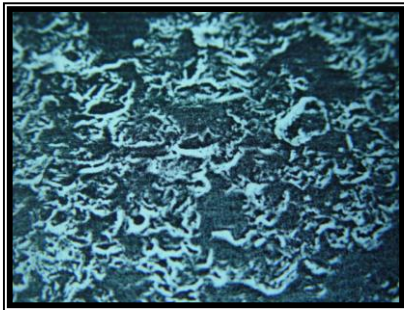
El grado de éxito de cualquier técnica depende del grado de condensación de la cerámica, pues las porosidades no son eliminadas completamente a través del pulido como cuando son

glaseadas. Con una cerámica bien condensada, la superficie



[GráficoFigura](#) 11a. Superficie glaseada de la porcelana fundida sobre metal. Tomado de Newitter, 1982.

obtenida a través del pulido puede ser tan lisa como aquella que se obtiene a través del glaseado.⁴⁶ [GráficoFigura](#) 11.



[GráficoFigura](#) 11b. Superficie de porcelana fundida sobre metal desgastada con una piedra de diamante de grano fino. Tomado de Newitter, 1982.

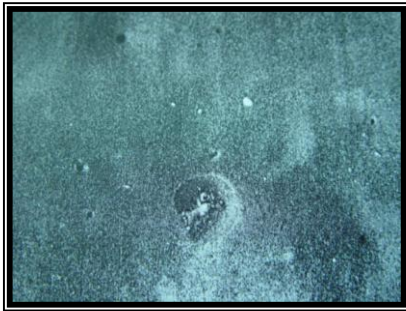
Otro problema que se plantea en la literatura es con respecto a la superficie de algunas cerámicas vítreas, que está relacionado con el método de pulido con óxido de estaño, aunque se han suavizado. Tomado de Sulick, 1981.

método de la cera perdida, que

de un patrón de cera y el revestido para el procedimiento de

Gráfico-Figura 11c.

Los defectos de condensación se mantienen después del pulido con óxido de estaño, aunque se han suavizado. Tomado de Sulick, 1981.



colado. Una vez que el vidrio no cristalino es colado, el cuerpo translúcido del vidrio es embebido en un revestimiento para los tratamientos térmicos posteriores que se realizan para promover el crecimiento de los cristales.²²

Durante el tratamiento térmico convencional de dos fases, el vidrio es reforzado por cristalización, simultáneamente, el cuerpo vítreo pierde su translucidez inicial por la reacción de la capa superficial con el material de revestimiento. Esta nueva capa, consiste en cristales del mineral enstatita (MgSiO_3), orientados en forma perpendicular a la superficie externa de la

abrasiva a la dentición opuesta.^{32,41} Gráfico~~Figura~~ 12.

externa con pigmentos para aumentar la translucidez sin

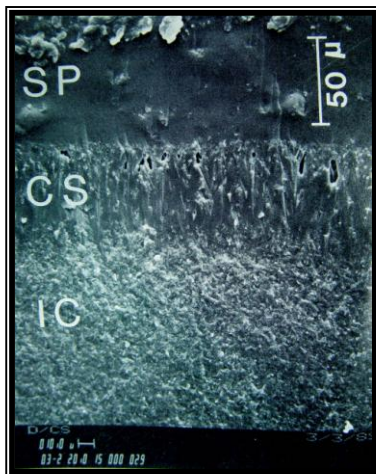


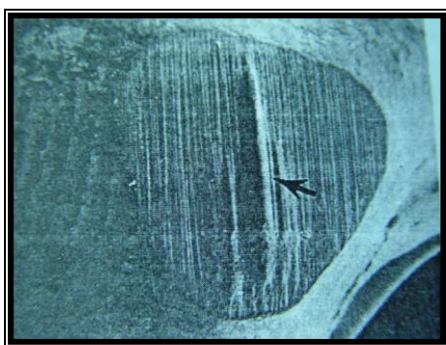
Figura 12. Microfotografía al microscopio electrónico de barrido muestra un espécimen con una fractura transversal de una cerámica colada ceramizada y caracterizada con pigmentos. SP, pigmentos para caracterización. CS, capa ceramizada. IC, cerámica interior. Tomado de Jacobi. 1991.

irregularidades superficiales.⁴¹

desgastada la capa vítrea superficial que es menos resistente,

quedan expuestas en conjunto con las partículas de óxido metálico, que son altamente abrasivas.⁵⁰

Los resultados del estudio de DeLong⁵⁰ demuestran que el desgaste del esmalte fue 5 veces mayor para la cerámica vítrea Dicor cubierta con estos pigmentos que aquellas que no los



GráficoFigura 13. Microfotografía de una faceta de desgaste del esmalte creado por la pigmentación externa del Dicor®. La flecha indica el desgaste reducido del esmalte, después de la remoción de los pigmentos. Tomado de DeLong, 1992.

tenían, indicando que el desgaste al esmalte fue significativamente mayor con la adición de esta cerámica, es por este motivo, que recomienda evitar su utilización cuando la restauración se opone a esmalte.⁴⁹ **GráficoFigura 13.**

La finalidad del glaseado de las restauraciones cerámicas, es el sellado de las irregularidades y la creación de una superficie lisa, en consecuencia se reduce también su abrasividad.¹¹ Sin embargo, esta superficie glaseada se remueve con facilidad después de un corto período de función o después

de los ajustes oclusales.²² Con una gran variedad de técnicas de pulido, se ha comprobado que se pueden crear superficies igualmente lisas y produzcan igual o menor desgaste que las superficies glaseadas.^{23,24,41,42,43,44}

3.2.1.3 Tipo de cerámica dental

Existe una relación entre el tipo de cerámica dental de acuerdo a su composición y el desgaste del esmalte opuesto. Los estudios de Delong et al.^{34,50}, han comparado distintos sistemas cerámicos. Estos coinciden en cuanto a los resultados, al señalar que la cerámica vítrea (Dicor[®], Dentsply/York división, Dentsply International Inc. York, PA) sin caracterización externa es la cerámica que produce menor desgaste al compararlo con cerámicas feldespáticas convencionales.

Estos resultados coinciden con los obtenidos por Ramp⁴⁹ y Seghi³⁵, donde esta cerámica vítrea produjo menor desgaste del esmalte al compararla con las cerámicas ricas en leucita, prensadas por calor y cerámicas feldespáticas trabajadas por máquinas.

El menor desgaste es atribuido a la presencia de cristales de mica, los cuales son relativamente pequeños, en forma de

plato y rellenan los espacios entre los cristales más grandes, deteniendo así la propagación de las microgrietas.

Analizando el desgaste producido en el esmalte por estos tipos de cerámica dental, Ramp⁴⁹ comparó cuatro tipos, a través de un estudio *in vitro*, empleando el mecanismo de 2 cuerpos. En sus resultados, la cerámica vítrea produjo el menor desgaste y en este caso es atribuido a la forma de sus cristales.

En este mismo sentido, un estudio²⁴ evaluó el desgaste del esmalte opuesto a tres tipos de cerámicas modificadas comparándolas con una cerámica feldespática convencional. Las cerámicas modificadas consistían en 2 porcelanas de baja fusión y una porcelana rica en leucita prensada por calor. Estas produjeron un menor desgaste del esmalte en comparación a la feldespática convencional, en pruebas de 2 cuerpos y 3 cuerpos.

El razonamiento para estos resultados fue que las cerámicas modificadas presentan un tamaño menor de los cristales y en menor proporción, por lo tanto, el tipo, forma, tamaño y cantidad de la fase cristalina puede ser un factor relacionado con el comportamiento abrasivo de la cerámica.²⁴

Otro factor considerado en los tipos de cerámica y relacionándola con el desgaste producido en el esmalte es la

temperatura de fusión. Los estudios de Al Hisayat^{51,52} compararon el desgaste del esmalte producido por 4 tipos de cerámicas. Los resultados demostraron que las cerámicas de alta fusión desgastaban mayor cantidad de tejido dentario que las de baja fusión.

Esto se ~~puede ser~~ puede deber a la estructura química de la cerámica de baja fusión utilizada en este estudio (~~Duceram~~ LFC[®], (Ducera, Rosbach, Germany), que es una cerámica libre de leucita y la presencia de una sola fase, la vítrea. Además, señalan que esta cerámica presenta una capa superficial de silicón-hidroxilo que cuando está en contacto con el agua, hace la superficie mas flexible y menos frágil que la cerámica convencional. Estas propiedades pudieran hacer a la cerámica más resistente al desgaste y menos abrasiva al esmalte antagonista.^{51,52}

Igualmente, Metzler²⁸, compara el comportamiento de las porcelanas de baja fusión y porcelanas feldespáticas tradicionales, en función del potencial abrasivo por mecanismos de dos cuerpos. Sus resultados demostraron que las cerámicas de baja fusión produjeron menor desgaste al esmalte opuesto. La cerámica de baja fusión utilizada en este estudio (~~Finesse~~[®], (Ceramco, New Burlington, NJ), ~~Omega 900~~[®], (~~V~~vident,

Brea,CA). Es de grano fino, mientras que la cerámica feldespática es de partículas mas grandes, lo cual contribuye a crear una superficie mas irregular y por lo tanto mas abrasiva.

Sin embargo, cuando se emplea el mecanismo de desgaste de tres cuerpos, los resultados varían. Los estudios de Al-Hisayat^{52,27} han demostrado que las cerámica de baja fusión son tan abrasivas como las cerámicas feldespáticas convencionales.

Al utilizar como método de estudio el mecanismo de tres cuerpos, la capa superficial de silicón-hidroxilo de esta cerámica de baja fusión (Duceram-LFC[®]) se pierde y origina la formación de grietas en su superficie y la posterior pérdida de partículas, lo que origina mayor abrasividad.

Los estudios de Magne²⁶ obtuvieron los mismos resultados al comparar este mismo tipo de cerámica de baja fusión con una cerámica feldespática y una cerámica reforzada con alúmina. Este autor señala que tal comportamiento es debido a los defectos microscópicos, la fragilidad y la tenacidad insuficiente del vidrio de la porcelana de baja fusión, generando partículas abrasivas.

Clelland *et al.*³³ coinciden en estos resultados cuando la comparan con porcelanas feldespáticas convencionales,

concluyendo que la temperatura de fusión no es un factor que afecte significativamente el desgaste del esmalte opuesto y que son las diferencias microestructurales entre las cerámicas las que definen tal comportamiento.

3.2.1 Factores inherentes al ambiente bucal

El ambiente químico y mecánico de la boca también influye en la tasa de desgaste de la dentición natural que antagoniza con los materiales restauradores cerámicos.⁵²

La estructura básica del vidrio, es una cadena tridimensional de tetraedros de sílice que se conectan a través de átomos de oxígeno (Si-O-Si). Esta cadena se disuelve en un ambiente húmedo a pH extremos, a pesar de que el sílice puro, es virtualmente insoluble en agua a pH de 7 y a menos de 250°C de temperatura.²²

El mecanismo de degradación química de la cerámica ocurre por la difusión de moléculas de agua dentro del vidrio. Estas moléculas reaccionan con los átomos de oxígeno que no se encuentran formando ningún enlace y producen iones hidroxilo cargados negativamente, que seguidamente, migran hacia fuera con un ión alcalino cargado positivamente, para mantener la neutralidad eléctrica.²²

La disolución del vidrio ocurre de dos formas: a través del intercambio iónico en una solución ácida o a través de la ruptura de la cadena de Si-O durante la exposición a soluciones básicas. El grabado ácido puede resultar del intercambio de iones cargados positivamente en una solución con cationes modificadores en la superficie del vidrio y también por la ruptura de iones de siloxano, lo que conduce a la disolución de la cadena de sílice. Este fenómeno ocurre simultáneamente en soluciones acuosas que experimentan fluctuaciones de pH.²²

El deterioro químico está afectado por la composición de la matriz vítrea y la incorporación de cristales. Los vidrios compuestos por Na₂O son de mayor durabilidad que aquellos compuestos por K₂O; esta mayor durabilidad se debe a la adición de Ca, Mg, Sr, Zn, Ba, Zr, que inmovilizan los iones alcalinos. En general, los iones alcalinos son menos estables en la fase vítrea que en la fase cristalina.²²

Bajo la acción dinámica del desplazamiento de un contacto, se ha observado que la cerámica interactúa químicamente con el ambiente en que se encuentra y sufre distintas transiciones en su comportamiento durante la fricción y el desgaste.⁵²

Estas interacciones triboquímicas de la cerámica con el ambiente determina el desgaste de los materiales. Estas interacciones pueden aumentar o disminuir el desgaste dependiendo del tipo de cerámica y del ambiente.⁵²

Este fenómeno es una manifestación de la química superficial de la cerámica y las reacciones químicas relacionadas con la estructura electrónica de los materiales. Cuando hay un aumento en la tasa de desgaste, usualmente se debe al ataque al límite de grano y la fractura intergranular de los materiales cerámicos.⁵²

Al-Hisayat *et al.*⁵² realizaron un estudio para determinar el efecto de las bebidas carbonatadas en el desgaste del esmalte humano y la cerámica dental. Las bebidas carbonatadas con un bajo pH han sido señaladas como factores etiológicos del desgaste dentario. En este estudio, al parecer la coca-cola® ([The Coca-Cola Company, Atlanta, GA.30301](#)) aumentó el desgaste de una cerámica de baja fusión a través de una reacción química con el material, lo que lo hace mas susceptible al desgaste.

Esta reacción química, quizás en combinación con la acción dinámica de la prueba de desgaste, debilitó la superficie de la cerámica permitiendo una fácil ruptura de las partículas,

que dejan una superficie abrasiva que pudiera haber contribuido al aumento sustancial en el desgaste del diente antagonista, añadido a esto, las partículas generadas pueden ~~ayudar~~ contribuir al desgaste de tres cuerpos.⁵²

Este estudio, resalta el efecto dañino de las bebidas carbonatadas sobre el esmalte, acelerando la tasa de desgaste y tambien los diferentes comportamientos de la cerámica en ambiente ácido durante la prueba de desgaste.⁵²

Lo mismo ocurre con los geles de fluoruro, que cuando son aplicados tópicamente, pueden, en un ambiente ácido, atacar químicamente la matriz vítrea y formar fluorosilicato soluble en agua. La superficie de la cerámica es susceptible al grabado por soluciones de fluoruro acidulado.^{3,12} Cuanto mas bajo sea el pH, mayor será la habilidad para grabar la matriz vítrea. Los cristales, formados por los elementos provenientes de la superficie de la cerámica y del gel de fluoruro pueden incrementar la tasa de desgaste.²² ~~Gráfico~~ Figura 14.



~~Gráfico~~ Figura 14. Superficie de una cerámica feldespática después de 30 min de exposición a 1,23% de fluoruro acidulado. Tomado de Anusavice, 1996.

Las formas de degradación química como el grabado ácido y la deposición de cristales aumentan la abrasividad de la cerámica opuesta a dientes naturales, por una continua exposición a una superficie rugosa.²²

Las superficies rugosas no solamente aumentan el potencial abrasivo contra las superficies opuestas durante el deslizamiento, sino que también disminuyen la resistencia de la cerámica. Los productos de la reacción desarrollados entre las superficies de desgaste en un ambiente acuoso están débilmente unidos y son removidos fácilmente por la acción de desplazamiento.²²

Por otro lado, la tasa de desgaste del esmalte es mucho mayor en ambientes ácidos. El incremento en el riesgo de erosión del esmalte con una dieta ácida resalta la necesidad de controlar estos factores antes de la restauración.⁵³

En este mismo sentido, se espera que los procesos químicos que degradan la matriz orgánica del esmalte, disminuyan su habilidad para resistir la propagación de las grietas, esta propiedad de la matriz orgánica está relacionada con su integridad estructural y su relación interfacial con la fase

cristalina del esmalte.⁵⁴

El efecto de los tratamientos blanqueadores en la resistencia a la abrasión del esmalte, fue significativa en el estudio de Segui *et al.*⁵⁴, sus resultados mostraron que el esmalte que recibió tratamiento con peróxido de carbamida al 10%, mostró una mayor pérdida de estructura que el grupo control. Concluyendo así que al disminuir la tenacidad a la fractura del esmalte, aumenta la cantidad en volumen del material removido. Estos autores proponen que la posible alteración en la matriz orgánica, por la reacción incontrolada del radical del peróxido, pueda llevar a algunos cambios en las propiedades mecánicas del esmalte y la dentina.

Sin embargo, en un estudio *in vitro* más reciente de Clelland *et al.*⁵⁵, el blanqueamiento vital con peróxido de carbamida no tuvo un efecto en la resistencia a la abrasión del esmalte opuesto [a](#) la cerámica.

La oclusión es otro factor muy importante a considerar. Es bien conocido, que los movimientos funcionales de la mandíbula producen fuerzas menos destructivas que los movimientos parafuncionales como el bruxismo o la presencia de hábitos en los que el paciente introduzca objetos extraños en la cavidad

bucal.¹¹

Los movimientos funcionales ejecutados durante la masticación, la deglución o el habla, minimizan la duración de los contactos por día y la magnitud de las fuerzas aplicadas. Los movimientos funcionales de la mandíbula son por lo tanto menos propensos a sobrecargar los defectos superficiales de la cerámica dental. Por el contrario, los movimientos parafuncionales pueden ser muy destructivos y cuando las superficies oclusales de la cerámica no están en armonía con el movimiento mandibular, una interferencia o un contacto inadecuado en el lado de balance, en una cúspide de cerámica puede producir fácilmente la propagación de una microgrieta en la superficie.¹¹

La oclusión óptima que puede resistir estas fuerzas destructivas, es aquella que provee un mínimo contacto fuera de la oclusión céntrica. De forma ideal, la cerámica sufrirá el menor daño si la máxima intercuspidad coincide con la relación céntrica en los casos que así lo ameriten.¹¹

En todos los casos, se deben realizar chequeos periódicos para determinar si las superficies oclusales permanecen en armonía.¹¹

La tasa de desgaste de la dentición natural que antagoniza con los materiales restauradores cerámicos, está influenciada significativamente por las condiciones químicas y mecánicas del ambiente bucal.⁵² La degradación química de la cerámica en un ambiente ácido, produce una superficie rugosa y disminuye su resistencia, por lo que la hace más abrasiva.²² En este mismo sentido, una desarmonía en la oclusión, se considera como factor mecánico que puede aumentar el desgaste de la dentición antagonista.¹¹

III. DISCUSIÓN

El aumento en la demanda de las restauraciones estéticas y el desarrollo de los materiales y las técnicas han llevado a un incremento en la utilización de las restauraciones cerámicas para la reconstrucción de las estructuras dentarias perdidas.²³

Las mayores ventajas de la cerámica dental consisten en sus excelentes resultados estéticos y en las propiedades mecánicas²⁴ que le otorgan longevidad a las restauraciones. Sin embargo, el potencial abrasivo a la estructura dentaria antagonista no debe ser menospreciado.

Debido a la falta de estandarización en los materiales y en los métodos utilizados en los estudios que evalúan el potencial abrasivo de la cerámica dental, existe una gran variabilidad en los resultados obtenidos^{26,27,28}, pareciera que se hace necesario un mayor estudio sobre los mecanismos intrínsecos del proceso de desgaste y que se establezca un tipo de prueba que

represente tanto el proceso en sí, como la simulación del ambiente bucal.

Existen factores inherentes a la cerámica dental que influyen en su potencial abrasivo, como son: su microestructura, sus propiedades mecánicas, su composición y el tratamiento de su superficie.²²

La influencia de la fase cristalina en el desgaste va a depender de su distribución, forma, tamaño y tipo.^{32,22} Sin embargo, los estudios no son lo suficientemente específicos en establecer una relación directa entre las características de los cristales y el potencial abrasivo.

La presencia de poros en la microestructura de la cerámica es otro factor que puede influir en el potencial abrasivo de la cerámica dental, tanto por la posibilidad de que sean expuestos en la superficie²² como por la disminución de la resistencia mecánica, lo que incrementa el potencial de propagación de las grietas y las fractura.³¹ Este factor se debe tomar en cuenta al momento de ~~la~~ confección de la restauración en el laboratorio dental para minimizar este efecto.

Las propiedades mecánicas de la cerámica dental influyen de manera importante en la abrasividad de la porcelana. En

cuanto a la dureza, no existe una relación directa entre los valores de dureza y el desgaste producido por la cerámica.^{22,23,28,32,35} Sin embargo, los valores de la tenacidad a la fractura determinan el comportamiento de la cerámica al provocar la propagación de las grietas y las fracturas y producir una superficie rugosa y abrasiva.^{27,28}

En este mismo sentido, tampoco se ha podido establecer una relación entre el tipo de cerámica de acuerdo a su composición y el potencial abrasivo de la misma. La variabilidad en los mecanismos de prueba, así como las diferencias microestructurales tienen un papel más definitivo en cuanto a la abrasividad.

Una vez finalizado todos los ajustes en la porcelana, esta debe ser glaseada con el fin de sellar todas las porosidades expuestas y reducir por lo tanto la abrasividad.¹⁰ Sin embargo, por distintas razones, hay procedimientos clínicos que exigen ajustes intrabucales de la cerámica, lo que obliga a su posterior acabado y pulido ²⁵. Numerosos estudios han probado distintas técnicas con distintos materiales y se han obtenido superficies tan lisas como las superficies glaseadas.^{41,42,43,24,23,44}

Existen factores relacionados al desgaste de la superficie

dentaria opuesta a la cerámica inherentes a ciertas condiciones del ambiente bucal, tales como la ingesta de ácidos⁵² y aplicaciones tópicas de fluoruros acidulados³ que modifican no solo la estructura dentaria, sino el material cerámico. Por eso como parte de la planificación del tratamiento a través de restauraciones de cerámica es importante no solo conocer, sino modificar estas condiciones para no incrementar el potencial abrasivo de la cerámica sobre la estructura dentaria antagonista.

IV. CONCLUSIONES

1.- El estudio de las propiedades mecánicas de la estructura dentaria es muy importante como guía hacia el desarrollo de los materiales restauradores que imiten su estructura y sus propiedades físicas y mecánicas.

2.- Numerosos estudios *in vitro*, demuestran el potencial abrasivo de la cerámica dental cuando antagoniza con la estructura dentaria.

3.- A la hora de analizar, valorar e interpretar los resultados se debe tomar en cuenta La falta de estandarización en los materiales y métodos empleados para los estudios de desgaste que comparan los materiales dentales.

~~se debe tomar en cuenta a la hora de analizar, valorar e interpretar los resultados.~~

4.- La disminución en la resistencia de la cerámica por un aumento en la porosidad en su microestructura, incrementa su abrasividad al existir mayor potencial de fractura, formación de

grietas y exposición de poros.

5.- La influencia de la fase cristalina en el potencial abrasivo no está del todo esclarecida. Se deben realizar mayor cantidad de estudios específicos para determinar la influencia que tienen el tamaño, la forma, la cantidad y la distribución de los cristales en la matriz vítrea sobre el desgaste.

6.- Los valores de dureza de la cerámica no pueden predecir su potencial abrasivo, debido a su naturaleza frágil y [a las](#) características microestructurales. Sin embargo, los valores de la tenacidad a la fractura si comprometen la abrasividad de la cerámica, debido a que ella puede originar la propagación de grietas y fracturas en la superficie del material y por lo tanto, aumentar su abrasividad.

7.- La composición de los diferentes tipos de cerámica dental no se ha podido establecer como un factor determinante para su potencial abrasivo, debido a la variabilidad en los resultados obtenidos en los estudios. Los mecanismos utilizados en las pruebas *in vitro* y las diferencias microestructurales de las cerámicas, son factores más significativos al momento de evaluar la abrasividad de este material restaurador.

8.- Después de los ajustes oclusales en la superficie de la

cerámica, ésta se puede pulir a través de diferentes métodos, originándose superficies comparables con la cerámica glaseada, siempre y cuando exista una buena condensación de la cerámica durante su confección.

9.- El ambiente bucal ácido influye en el desgaste a través de la disminución de la resistencia mecánica de la cerámica, la degradación de su superficie y la disminución de la resistencia a la abrasión del esmalte, por lo que es indispensable el control de estos factores en la dieta del paciente cuando se planifica la colocación de restauraciones de cerámica.

V.-REFERENCIAS

1.- Gomez de Ferraris M, Campos A. Histologia y Embriología bucodental. [Buenos Aires](#). Editorial médica panamericana.1999.

2.- ten Cate [AR](#). Histología Oral. [Buenos Aires](#).-Editorial médica panamericana.-[Buenos Aires](#).1986

3.- Anusavice K. Phillips Science of dental materials. 10° ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1996.

4.- Lin CP, Douglas WH. Structure Property Relations and Crack Resistance at the Bovine Dentin-Enamel Junction. J Dent Res. 1994;73(5):1072-1078.

5.- Xu HH, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, Rekow ED. Indentation Damage and Mechanical Properties of Human Enamel and Dentin. J Dent 1998;77:472-480.

6.- Habelitz S, Marshal SJ, Marshal GW, Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometer scale. Arch Oral Biol. 2001;46:173-183.

7.-Poolthong S, Mori T, Swain MV. Determination of Elastic by Small Spherical Diamond Indenters. Dent Mater 2001;20(3):227-236.

8.-Hassan R, Caputo AA, Bunshah RF. Fracture Toughness of Human Enamel. J Dent Res.1981;60(4):820-827.

Con formato: Justificado

Con formato: Español (España, internacional)

9.- Rasmusen ST, Patchin RE, Scott DB, Heuer AH. Fracture Properties of Human Enamel and Dentin. J Dent Res 1976;55(1):154-164.

10.- Kinney JH, Balooch M, Marshal GW, Loeihs TP. Hardness and Young's Modulus of Human Peritubular and Intertubular Dentine. Archs Oral Biol 1996;41:9-13.

11.-Mc Lean JW. The science and art of dental ceramics. Volume I. The nature of dental ceramics and their clinical use. Chicago. Illinois: Quintecence Publishing, 1979. ~~Quintecence publishing. Chicago. Illinois~~

Con formato: Inglés (Estados Unidos)

Con formato: Inglés (Estados Unidos)

12.-Macchi RL. Materiales dentales. 3° edición. Buenos aires: editorial Médica Panamericana, 2000.

Con formato: Español (República Bolivariana de Venezuela)

Con formato: Español (República Bolivariana de Venezuela)

~~2000, editorial Médica Panamericana. Buenos aires. 3° edición.~~

Con formato: Español (República Bolivariana de Venezuela)

Con formato: Inglés (Estados Unidos)

13.-Mc Lean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent, 2001; 85:61-66.

14.- Denry IL, Holloway JA, Rosentiel SF. Effect of ion exchange on microstructure, strength, and thermal expansion behavior of a leucite-reinforced porcelain. J Dent Res, April 1998; 77(4):583-588.

15.- Mair L, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyds CH. Wear: Mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. J Dent.1996;24:141-148.

16.- Shortall AC, Xu XQ, Marquis PM. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. Dent Mater 2002; 18:246-254.

17.- Craig RG, Obrien WJ, Powers JM. Materiales Dentales. Propiedades y Manipulación. 6 ed. Madrid: Handcourt Brace,1999.

18.-Koczorowski R, Wlochs. Evaluation of wear of selected prosthetic materials in contact with enamel and dentin. J Prosthet Dent, 1999;81:453-459.

- 19.-Ramp MH, Ramp LC, Susuki S. Vertical height loss: An investigation of four restorative material opposing enamel. J prosthodont 1998; 8: 252-257.
- 20.-Yap AUJ, Teoh SH, Hastings GW, Hastings, Lu CS. Comparative wear ranking of dental restorative materials utilizing different wear simulation modes. J Oral Rehab 1997; 24:574-580.
- 21.-Burak N, Kaidonis JA, Richard LC, Townsend GC. Experimental studies of human dentine wear. Arch Oral Biol 1999;44:885-887.
- 22.-OH WSWon-Suck, De-Long R, Anusavice K. Factors affecting enamel and ceramic wear. A literature review. J Prosthet Dent 2002;87:451-459
- 23.-Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials on enamel. J Oral Rehabil 1995;22:275-281.
- 24.-Imay J, Susuki S, Fukushima S. Enamel wear of modified porcelains. Am J dent 2000;13:315-323.
- 25.-DeLong R, Sasik C, Pintado MR, Douglas WH. The wear of enamel when opposed by ceramic systems. Dent mater 1989;5:266-271.
- 26.-Magne P, OH WS, Pintado MR, Delong R. Wear of enamel and engineering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. J Prosthet Dent 1999; 82:669-79.
- 27.-Al-Hisayat AS, Saunders WP, Smith OM. Three-body wear associated with the three ceramic and enamel. J Prosthet Dent 1999; 82:476-481
- 28.-Metzler KT, Woody RD, Migger III AW, Migger BH. In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. J Prosthet Dent 1999; 81:356-369.
- 29.- Ratledge DK, Smith B, Wilson RF. The effect of restorative materials on the wear of human enamel. J Prosthet Dent. 1994; 72:194-203.

- 30.- DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restorative: Bi-axial force and movement control. J Dent Res- 1983;62-(1):32-36.
- 31.- Jones DW, Wilson HJ. Porosity en dental ceramics. Brit Dent J- 1975;138:16-21.
- 32.- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent- 1996;75:18-32.
- 33.- Clelland NL, Agarwada V, Knobloch LA, Segui RR. Wear of enamel opposing low-fusing and conventional ceramic restorative materials. J Prosthodont- 2001;10-(1):8-15.
- 34.- DeLong R, Sasik C, Pintado MR, Douglas WH. The wear of enamel when opposed by ceramic systems. Dent Mater- 1989;5: 266-271.
- 35.- Segui RR, Rosenstiel SF, Bauer P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. J Dent Res- 1991;70: 221-225.
- 36.- Segui RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. J Prosthet Dent- 1995;74:-145-150.
- 37.- Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation methods. Dent Mater. 2002;-18:-12-19.
- 38.- McLean JW. Dental ceramics. Proceeding of the first international symposium on ceramics. Chicago: Quintessence publishing C.O., Inc- 1983.
- 39.- Kelly JR, Campbell SB, Bowen HK. Fracture surface analysis of dental ceramics. J Prosthet Dent- 1989;62:536-541.
- 40.- Koran A, Craig RG, Tillitson EW. Coefficient of friction of prosthetic tooth materials. J Prosthet Dent- 1972;27-(3):269-274.
- 41.- Jacobi R, Shillimburg HT, Duncanson MG. A comparison of the abrasiveness of six ceramics surfaces and gold. J Prosthet Dent- 1991;66:303-309.

42.- Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. J Prosthet Dent- 1990;64:631-635.

43.- Krejci I, Lutz F, Heinzmann L. Wear of ceramic inlays, their enamel antagonist and luting cements. J Prosthet Dent- 1993;69:425-430.

44.- Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed and polished porcelain on human enamel. J Prosthet Dent- 1994;72:320-323.

45.- Newitter DA, Schlissel ER, Wolf MS. An evaluation of adjustment and postadjustment finishing techniques on the surface of porcelain-bonded-to-metal crowns. J Prosthet Dent- 1982;48(4):388-395.

46.- Sulik WD, Plekavich EJ. Surface finishing of dental porcelain Prosthet Dent- 1981;46(2):217-221

47.- Haywood VB, Heyman HO, Scurria MS. Effects of water, speed, and experimental instrumentation on finishing porcelain intraorally. Dent Mater 1989;5:185-188.

48.- Al-Wahadni A, Martin MD. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. J Can Dent Assoc- 1998;64(8):580-583.

49.- Ramp MH, Susuki S, Cox CF, Lacefield WR, Koth DL. Enamel opposing three ceramic materials and a gold alloy. J Prosthet Dent- 1997;77:523-530.

50.- DeLong R, Pintado MR, Douglas WH. The wear of enamel opposing shaded ceramic restorative materials: an in vitro study. J Prosthet Dent- 1992;68:42-48.

51.- Al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Gilmour WH. Investigation of human enamel wear against four dental ceramics and gold. J Dent- 1998;26:487-495.

52.- Al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM. Effect of carbonated beverage on the wear of human enamel and dental ceramics. J Prosthodont- 1998;7:2-12.

53.-Shabanian M, Richards LC. In vitro wear rates of materials under different loads and varying pH. J Prosthet Dent. 2002;87:650-6.

54.-Segui RR, Denry I. Effect of external bleaching on indentation and abrasión characteristics of human enamel in vitro. J Dent Res. 1992;71:1340-1344.

55.- Clelland NL, Dorosti Y, Segui RR. Effects of carbamide peroxides on wear opposing porcelain. J Prosthodont. 2002;11:81-85.