

14-2-2009
TOLCO
OLOS

**EFFECTOS DE LAS RESTAURACIONES EN PORCELANA SOBRE EL TEJIDO DENTARIO Y
ESTRUCTURAS DE SOPORTE**

CLAUDIA AGUIRRE

ROSA MONTERO

IRMA MOSQUERA

PAOLA MOSQUERA

LORENA PAZ

COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

AREA DE REHABILITACIÓN ORAL

SANTIAGO DE CALI

2002



**EFFECTOS DE LAS RESTAURACIONES EN PORCELANA SOBRE EL TEJIDO DENTARIO Y
ESTRUCTURAS DE SOPORTE**

CLAUDIA AGUIRRE

ROSA MONTERO

IRMA MOSQUERA

PAOLA MOSQUERA

LORENA PAZ

**Monografía para optar el título de
Odontóloga**

**Director
FREDDY OSORIO**

COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

AREA DE REHABILITACIÓN ORAL

SANTIAGO DE CALI

2002



Nota de Aceptación

Trabajo de Grado aprobado por el comité de investigación del Colegio Universitario Colombiano, cumpliendo los requisitos exigidos para otorgar el título de Odontólogo.

Presidente del Jurado

Jurado

Jurado

Santiago de Cali, 15 de Mayo de 2002

La culminación de una gran etapa en nuestras vidas significa el inicio de muchos éxitos, los cuales compartimos con cada una de las personas que hicieron posible de este sueño una realidad.

A Dios, por darnos la fortaleza suficiente para sobrepasar los obstáculos.

A nuestros padres, por su esfuerzo constante para forjar en nuestras vidas el inicio de un mejor futuro.

AGRADECIMIENTOS

Las autoras expresan sus más sinceros agradecimientos a:

El Doctor Freddy Osorio por su valiosa colaboración en el desarrollo de nuestro trabajo de grado.

Al Colegio Universitario Colombiano, por su contribución a nuestra formación profesional y personal.

CONTENIDO

	pág.
0. INTRODUCCIÓN	11
1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	13
2. JUSTIFICACIÓN	14
3. PROPÓSITO	15
4. OBJETIVOS	16
4.1 OBJETIVO GENERAL	16
4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	16
5. MARCO TEÓRICO	17
5.1 GENERALIDADES DE LA PORCELANA DENTAL	18
5.1.1 Historia	18
5.1.2 Composición química	21
5.1.2.1 Feldespato	21
5.1.2.2 Sílice	21
5.1.2.3 Otros componentes	23
5.1.3 Propiedades	23
5.1.3.1 Fusión	23
5.1.3.2 Resistencia	23
5.1.3.3 Unión metálica	24
5.1.3.3.1 Retención mecánica	24
5.1.3.3.2 Tensiones de compresión	25
5.1.3.3.3 Enlace químico	25
5.1.4 Clasificación de las porcelanas dentales	26
5.1.4.1 Según su método de fabricación y composición	26

5.1.4.1.1 Porcelanas sinterizadas	26
5.1.4.1.2 Porcelanas injertadas de vidrio fundido	28
5.1.4.1.3 Porcelanas inyectadas a alta presión y calor	28
5.1.4.1.4 Porcelanas tipo CAD/CAM (diseño y fabricación automática)	30
5.1.4.2 Según su punto de fusión	30
5.1.5 Ventajas y desventajas de la porcelana dental	32
5.1.5.1 Ventajas	32
5.1.5.2 Desventajas	32
5.1.6 Indicaciones y contraindicaciones de la porcelana dental	32
5.1.6.1 Indicaciones	33
5.2 EFECTO DE LA PORCELANA SOBRE EL TEJIDO DENTARIO Y ESTRUCTURAS DE SOPORTE	33
5.2.1 Efectos de la porcelana dental sobre el periodonto	34
5.2.2 Efectos en el hueso alveolar	41
5.2.3 Efectos sobre el tejido dentario	44
5.2.3.1 Desgaste de esmalte por porcelana tradicional y de baja fusión	44
5.2.3.2 El desgaste causado por porcelanas dentales de baja fusión	46
5.2.3.3 Efectos de porcelanas con y sin glaseado sobre el esmalte dental	48
5.2.3.4 Desgaste de esmalte después de procesos de pulido y acabado	50
5.2.3.5 Desgaste de esmalte en la interfaz de tres cuerpos: porcelana, diente natural y partículas de comida	55
5.2.3.6 Comparación de los efectos del desgaste de la porcelana dental con otros materiales de restauración	57
6. TIPO DE ESTUDIO	60
7. CONCLUSIONES	61
BIBLIOGRAFÍA	64

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Índice gingival según Loe y Silness	35
Tabla 2. Resultados de la respuesta gingival en márgenes intracreviculares	38
Tabla 3. Volúmenes de desgaste de las nueve muestras dentales analizadas	50
Tabla 4. Volumen de material perdido en cm³ y profundidad en micras (μm) sobre esmalte, cerámica y esmalte/cerámica combinados	54
Tabla 5. Diferencias significativas entre los diferentes materiales de restauración analizados	59

LISTA DE FIGURAS

pág.

Figura 1. Índice gingival en dientes restaurados y dientes control sobre 0, 5, 10 y 15 años	35
Figura 2. Porcentaje del índice gingival en dientes restaurados y control. Número de dientes que exhiben índice de 2 y 3 son presentados para permitir comparaciones de incidencia de avanzada inflamación gingival sobre 15 años	36
Figura 3. Efecto de varios tratamientos de pulido y acabado sobre el número de bacterias adheridas en 3, 8 y 24 horas	40
Figura 4. Efecto de varios tratamientos de pulido y acabado sobre la cantidad de glucanos adheridos a las 3, 8 y 24 horas	41
Figura 5. Volumen de material removido (mm³) sobre esmalte, cerámica y esmalte/cerámica combinadas	54
Figura 6. Profundidad de desgaste en micrones sobre cerámica y esmalte/cerámica combinadas	55
Figura 7. Promedio de desgaste de esmalte contra tres materiales cerámicos después de 5.000, 15.000 y 25.000 ciclos en el simulador	57
Figura 8. Promedio de desgaste de esmalte sobre diferentes materiales de restauración	59

RESUMEN

Las cerámicas en odontología se han utilizado desde el siglo XVIII. Están compuestas principalmente de sílice y moléculas de oxígeno que, al alcanzar cierta temperatura, se ordenan en una variedad vidriosa. Se le agregan varios componentes para modificar su temperatura de fusión y estabilizar los cristales obtenidos, manteniendo su viscosidad. En 1960 se le adicionó leucita para aumentar el coeficiente de expansión térmica y ser igualada a una estructura metálica; los avances metalúrgicos permiten la fabricación de restauraciones que combinan la estética y la fuerza. Hoy en día, varias porcelanas totalmente cerámicas son accesibles, pero las porcelanas de base metal cerámica siguen siendo las más utilizadas. Las porcelanas metal cerámicas tradicionales, como material de restauración son jóvenes en comparación con restauraciones elaboradas con metales y polímeros. Las porcelanas dentales evolucionan para incrementar su fortaleza, estética, versatilidad y compatibilidad biológica. Los estudios, sin considerar el grado de complejidad, demuestran que las porcelanas son lesivas para el esmalte y el periodonto. Burnell define el desgaste como una remoción no deseada de materiales sólidos de las superficies en fricción. Muchos investigadores están de acuerdo al decir que esto ocurre a través de varios mecanismos incluyendo la abrasión, corrosión adhesión y fatiga, que en combinación, causan desgaste severo.

El funcionamiento, la composición de la saliva, el medio ambiente, la edad, las enfermedades, la composición del esmalte y la acidez, contribuyen al desgaste clínico de estructuras dentales, y afecciones periodontales. Las porcelanas dentales son confiables, pero aún causan desgaste intraoral y lesión de estructuras adyacentes.

0. INTRODUCCIÓN

La elección de un material de restauración ideal es un procedimiento importante y definitivo cuando se van a reemplazar estructuras biológicas tan indispensables para el funcionamiento ideal del sistema estomatognático, y que influyen en el bienestar social y psicológico del ser humano, como son los tejidos dentarios. Para ello es importante el análisis de todas aquellas áreas del sistema estomatognático que puedan influir en el pronóstico del tratamiento restaurador; estas áreas son oclusión, periodoncia y tipo de morfología dental.

Las porcelanas dentales han sido durante años el material de elección en el campo odontológico para la restauración tanto de la estética y funcionalidad en aquellos pacientes en donde esté indicado un tratamiento protésico, tales como coronas, prótesis parcial fija e incrustaciones.

La porcelana es un material que posee importantes características según la técnica y el tipo que se utilice; entre ellas se encuentran una gran estética, gracias a su variedad de tonalidades tanto de cuerpo, esmalte, dentina y traslúcido incisal, y otras como su alta resistencia a la fractura y al desgaste. Para el logro de una porcelana de estas características es necesario una composición idealmente heterogénea entre diferentes clases de óxidos, cuarzo, partículas de vidrio, feldespato entre otras.

Estos componentes, además de brindar buenas condiciones a la porcelana, originan otras que no son precisamente las ideales, siendo éstas el objeto principal de la presente investigación. Entre ellas se encuentran los problemas a nivel periodontal, causados por la extensión de las restauraciones hacia el espacio subgingival, con el fin de obtener más estética; y la relación entre

la porcelana y la abrasión de los tejidos dentarios antagonistas, con mayor incidencia en el esmalte, cuando entran en contacto durante el choque masticatorio.

La monografía, demuestra que este material, aunque su uso sigue siendo indispensable en el campo odontológico, tiene una relación estrecha en la producción de efectos negativos sobre el tejido dentario y sus estructuras de soporte.

La metodología incluye una revisión bibliográfica y la recopilación de artículos informativos y científicos relacionados con datos verídicos con el tema de investigación.

1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

¿Produce la porcelana efectos negativos sobre el tejido dentario y sus estructuras periodontales cuando las restauraciones inician su funcionamiento en boca?

2. JUSTIFICACIÓN

Es de suma importancia el estudio de la porcelana dental no sólo por las características positivas e indicaciones que este material presenta, sino también para conocer que estos materiales, al ser empleados en la confección de restauraciones como coronas y prótesis parcial fija, afectan de manera significativa la salud del complejo dento -periodontal, información que se ignora, lo cual conlleva a obrar con negligencia en la práctica odontológica.

La monografía busca, además de difundir la información adquirida, promover e incentivar la investigación científica, ya que la porcelana es el material de elección a utilizar en los tratamientos de prostodoncia fija del Colegio Universitario Colombiano, con el fin de obtener resultados aceptables y evidencias clínicas que se relacionan con el planteamiento del problema. Al mismo tiempo, dar paso a la búsqueda de soluciones que contribuyan al buen pronóstico de las restauraciones en beneficio de la salud buco dental de todos los pacientes.

3. PROPÓSITO

Concientizar a los profesionales y estudiantes de odontología de la relevancia que tiene conocer las implicaciones de un tratamiento de rehabilitación oral, comprender que no es un proceso sistemático, sino que implica conocimiento de una serie compleja de bases teóricas que conllevan al buen ejercicio de la práctica.

4. OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

Informar a estudiantes, docentes y profesionales de la odontología, los aspectos más importantes relacionados con la porcelana dental, siendo ésta el material de elección para la mayoría de los tratamientos de rehabilitación oral.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Informar acerca de la evolución de las porcelanas dentales desde su aparición a la actualidad.
- Determinar cuáles son los componentes y factores de mayor importancia de la porcelana que la hacen potencialmente abrasiva.
- Describir la manera ideal de elección de este material de restauración, teniendo en cuenta sus indicaciones y contradicciones.
- Evaluar la relación existente entre la integralidad de los tejidos periodontales y la ubicación de los márgenes de las restauraciones.
- Demostrar los efectos de la porcelana que producen abrasión en los tejidos dentarios antagonistas.
- Analizar si la porosidad de la porcelana aumenta el índice de retención de placa bacteriana, contribuyendo a la inflamación gingival.

5. MARCO TEÓRICO

El sistema estomatognático del ser humano está constituido por una serie de órganos extremadamente complejos que tienen variadas funciones, todas ellas fundamentales para el desarrollo de la vida.

Lamentablemente, la armonía de este sistema se ve afectada por enfermedades de gran prevalencia en la población: Caries, enfermedad periodontal y otro tipo de patologías estadísticamente menos significativas, como las anomalías del desarrollo o los traumatismos dentomaxilofaciales.

El problema está determinado por la pérdida de estructuras dentarias que, como un proceso en el tiempo, genera una historia natural que parte desde la pérdida de un diente hasta la pérdida de todos los dientes del individuo. Entre estos dos extremos, no sólo se pierden los dientes, se produce también un desequilibrio de todo el sistema: pérdida de puntos de contacto que conllevan pérdida de distribución equitativa de las fuerzas, extrusiones dentarias que permiten la pérdida de los planos oclusales y dificultan los movimientos mandibulares; exposición de cuellos y superficies proximales de los dientes que producen aumento de caries, pérdida dentaria en sectores expuestos que alteran la estética y la autoimagen del individuo, etc.

La situación antes descrita es el ambiente donde el odontólogo debe actuar, colocando barreras de prevención y reconstruyendo lo irremediablemente dañado. Esto constituye el concepto de rehabilitación, que radica en realizar una rehabilitación a cada paciente teniendo en cuenta todos los aspectos relacionados con la salud bucal; por ejemplo, que conserve intactos los tejidos periodontales, que no dificulte su higiene oral, que no modifique su plano de oclusión, cuando esté

no esté indicado, en fin, que le permita al paciente sentirse con una gran naturalidad. Un adecuado seguimiento de cada caso es indispensable para no cometer errores, como un buen diligenciamiento de historia clínica, análisis radiográficos, identificar las causas del problema, análisis diagnóstico y la elección de un plan de tratamiento ideal, que cumpla con las expectativas y necesidades del paciente, tanto estéticas como funcionales, mediante el uso de adecuados materiales de restauración, basándose principalmente en un conocimiento previo de sus características.

Siendo la porcelana dental un material utilizado desde hace muchos años en el proceso de rehabilitación oral, es indispensable su estudio global, y entender su desempeño cuando ésta entra a "reemplazar" total o parcialmente la estructura dentaria perdida.¹

El creciente nivel de exigencia de los pacientes en cuanto a la estética en la odontología restauradora, genera, a pesar del gran número de nuevas posibilidades en este ámbito, más inquietudes. Es un momento en el que, por una parte predomina un cierto escepticismo frente a las nuevos materiales dentales, y que las exigencias estéticas van en aumento, los sistemas cerámicos en la odontología protésica cobran un extremado interés. Adoptar un sistema o una técnica cerámica debe incluir un estudio de sus indicaciones y limitaciones. Existen indicaciones para todos los materiales, todas ellas deberían aplicarse ahí donde puedan aprovecharse sus cualidades de la manera más ventajosa posible.²

5.1 GENERALIDADES DE LA PORCELANA DENTAL

5.1.1 Historia

Aunque el uso rutinario de la cerámica es un fenómeno reciente en la odontología, la búsqueda de materiales durables y estéticos, es un deseo antiguo. Materiales candidatos para fabricar dientes

artificiales en el siglo XVIII fueron: dientes humanos, dientes de animales, marfil y minerales o porcelana dental.

La palabra cerámica se deriva del griego "Keramos", que significa vasijas de barro u objetos quemados. Desde el punto de vista histórico, tres tipos básicos de materiales para cerámica fueron elaborados en el transcurso de los siglos. En uno, la arcilla es quemada a baja temperatura y los objetos son relativamente porosos, en el segundo tipo que apareció en China hacia el año 100 a. C, los objetos son quemados a temperaturas más altas, que proporcionan mayor resistencia y los vuelven impermeables al agua, y el tercer material es la porcelana, obtenida mediante fundición de la arcilla blanca en China. Este material posee más resistencia que los primeros.

Más adelante, con la necesidad de dar mayor estética a la porcelana, se incorporó el tipo Parian Chino, para dar características de translucidez.

En 1974 el químico farmacéutico Alexis Duchateau, descontento con el olor, gusto y decoloración de su dentadura de marfil, la cual era impregnada con los compuestos medicinales degustados en su preparación, tiñéndola sin encontrar nada que la blanqueara, notó que los materiales de porcelana usados diariamente para triturar químicos, resistían la pigmentación y la abrasión; así hizo el primer juego de dentaduras de porcelana para sí mismo.

El primer diente individual de porcelana, fue introducido en Italia por Fonzi en 1808. A él se le implantaron pequeños ganchos o espirales para ser montados en las bases de dentaduras. Él también introduce el método de fusión de porcelana sobre platino, solucionando así el problema de retención entre porcelana y poste.

John Murphy, en Londres 1839, usa la técnica de la lámina de platino, la cual marca el actual desarrollo en la construcción de restauraciones cerámicas.

Las coronas fundas de porcelana tuvieron su origen de la corona funda de oro, cuya idea es atribuida a Brees, 1873. Los inlays de vidrio pulverizado fueron preconizados por Herbst, en 1882. El método descrito fue tomar una impresión en cera y colar los modelos en una mezcla de yeso y asbesto. Una cantidad de polvo cerámico de origen veneciano en forma de glóbulos de varios colores se colocó en uno de los modelos y se fundió por medio de mechero Bunsen y pipa soplete. La contracción de cocción fue compensada con la colocación del inlay en el segundo modelo agregando más cerámica y fundiendo de nuevo.

Para asegurar la adaptación de la restauración a la preparación dentaria, Land patentó la técnica de enchapado metálico. Él además, en 1884, fue uno de los pioneros en el desarrollo del primer horno a gas para fundir porcelana feldespática. Todos los sistemas de porcelana, sin embargo, fallaron en ganar popularidad a pesar de su estética, hasta la introducción de la alúmina como fase de refuerzo.

Siguiendo el desarrollo del primer horno eléctrico por Custer en 1894 y la introducción de porcelanas de baja fusión, por Jenkins en 1898, en 1904 se comenzaron a utilizar pigmentos minerales. En el manual de Kerl 1907, aparece la composición de la primera porcelana dental: Feldespato 78.0%, caolín 15.3%, silicato de potasa 4.7% y bórax deshidratado 2.0%.

La fabricación de restauraciones de porcelana derretida (vidrio), en un molde refractario, fue iniciada a principios de 1920 y el método sirvió para hacer tanto incrustaciones como coronas. En 1956 se elabora porcelana fundida sobre sistemas en oro.

En 1965 se fabrica la porcelana aluminosa por McLean y Hughes; en 1970 elaboración de porcelanas fundidas sobre sistemas de metal. En 1984 la introducción del primer sistema comercial vidrio cerámica para odontología.²

5.1.2 Composición química

La calidad de cualquier porcelana depende de la calidad de sus componentes, de la correcta proporción de cada uno de ellos y del control en el proceso de cocción. Las cerámicas, desde la más fina porcelana hasta la loza, están compuestas esencialmente por los mismos materiales, encontrando las diferencias principales en la proporción de los componentes primarios y los procedimientos de cocción. Entre sus componentes se destacan:

5.1.2.1 Feldespato

Constituye entre el 75 al 85% de total, es un material opaco y cristalino, con un color entre gris y rosado. Es un silicato de aluminio y potasio, de fórmula $K_2O-AL_2O_3-6SiO_2$, que al fundir alrededor de $1.300^{\circ}C$ pasa a constituir una estructura vítrea, manteniendo la forma que se le da, sin redondearse, a menos que sea sobrecalentada. Puede actuar de fundente (como en las porcelanas feldespáticas), además es el elemento que le confiere traslucidez y conforma la matriz vítrea de las porcelanas, permitiendo que las restauraciones mantengan su forma durante la cocción.

5.1.2.2 Sílice

Constituye entre el 12 y 22%; es otro componente importante de la porcelana para uso dental, se utiliza en forma de cristales puros de cuarzo (SiO_2). Permanece inalterado a altas temperaturas que normalmente son utilizadas en la cocción de la porcelana, lo que brinda una estabilidad a la masa durante el calentamiento y un armazón para los demás componentes. Confiere además, resistencia a las porcelanas, actúa como sustancia núcleo o de relleno.

5.1.2.3 Caolín

Constituye entre el 3 y 5%, representado por la fórmula $Al_2O_3-SiO_2-2H_2O$, es un polvo blanco, de tamaño determinado para ser utilizado en polvos cerámicos. Al ser mezclado con agua se hace pegajoso y contribuye a que la masa de porcelana sea trabajable y se pueda moldear. Al ser

calentado a altas temperaturas, se adhiere al armazón constituido por las partículas de cuarzo. A las porcelanas les confiere opacidad. Se contrae considerablemente, por lo que debe ser usado en baja proporción.

5.1.2.4 Pigmentos colorantes

Estos constituyen tan sólo un pequeño porcentaje del total; son colorantes que se agregan a la mezcla de porcelana. Estos polvos se agregan en pequeñas cantidades para obtener las delicadas tonalidades necesarias para imitar a los dientes naturales. Los pigmentos metálicos incluyen el óxido de titanio, para obtener un tono marrón-amarillento, el óxido de uranio para color amarillo-anaranjado, el magnesio para color grisáceo, el óxido de hierro para el marrón, cobalto para el azul, óxido de cobre para el verde, óxido de níquel para el marrón y óxido de cromo para el verde. La presencia de ciertos óxidos metálicos blancos (de zirconio, de titanio y de estaño) hace opaca la porcelana. Estos opacantes son dispersos en una solución para que produzcan una dispersión difusa de la luz y un aspecto lechoso para ocultar la cofia metálica.

En el pasado se utilizó el óxido de uranio para obtener fluorescencia, pero por su pequeña cantidad de radiación fue reemplazado por tierras lantánidas para el mismo fin. El óxido de estaño se utiliza para aumentar la opacidad.

Se dispone de polvos de porcelana de diversos colores y tipos para ser utilizados en el laboratorio. Contienen feldespato, cuarzo, arcilla, fritas colorantes y fundentes en proporciones adecuadas. Estos componentes después de la cocción forman dos fases, una vítrea y otra mineral o cristalina.

La fase vítrea se forma durante la fusión, tiene propiedades típicas del vidrio como fragilidad, fractura sin un patrón direccional, escurrimiento bajo cargas y alta tensión superficial en estado líquido. Esta fase está constituida por feldespato y se encarga de unir las partículas cristalinas de sílice, caolín y óxidos metálicos. La presencia de cationes metálicos alcalinos (Na^+ , K^+ , Li^+)

provocan una estructura amorfa, irregular y distorsionada, predisponiéndola a que fluya a temperaturas más bajas que los minerales puros.

La fase cristalina incluye sílice o cuarzo y ciertos óxidos metálicos que se incluyen, como colorantes u opacantes, como los de hierro, estaño o titanio. La fase vítrea es preponderante en los polvos de porcelana dental convencional y contribuye a muchas de sus propiedades características, así como también sirve para unir las partículas cristalinas.²

5.1.2.3 Otros componentes

Uno de ellos es la alúmina (Al_2O_3), es considerado el más fuerte y quizás uno de los más fuertes al óxido. El coeficiente de expansión térmica es similar a la porcelanas de baja fusión, por consiguiente hace que los dos materiales sean compatibles (Lacy, 1977). La alúmina es ligeramente soluble en las porcelanas de baja fusión, lo cual mejora la resistencia e incrementa la viscosidad al fundirse (Mc Lean 1979).¹⁵

5.1.3 Propiedades

5.1.3.1 Fusión

Las porcelanas fluyen debido a la disminución de la fase vítrea, con el aumento de la temperatura. La rigidez aumenta por debajo de la temperatura de transición vítrea. Los vidrios no tienen un punto de fusión definido, sino que lo hacen gradualmente.

5.1.3.2 Resistencia

Las porcelanas son frágiles con alargamiento total de menos de 0.1%. Son más débiles a la tracción que a la compresión. Es común que en la superficie del cuerpo cerámico cocido se produzcan grietas, éstas ocurren durante el enfriamiento; en donde la capa externa se enfría más rápidamente y entra bajo compresión mientras que el interior encierra esfuerzos tensionales debido a la contracción térmica. Como se trata de vidrios que carecen de ductibilidad, estas tensiones son

imposibles de aliviar y se traducen en pequeñas grietas superficiales. A mayor profundidad de la grieta formada, habrá mayor concentración de tensiones y fractura con mayor rapidez. Pensando en mejorar estos inconvenientes se ideó el uso de un casquete metálico bajo la porcelana, creando la porcelana fundida sobre metal.

Las tensiones residuales aparecen en los vidrios a causa de un enfriamiento disparejo o a través de la unión de materiales distintos. Los coeficientes de expansión térmica de la porcelana y los metales a unir, deben igualarse con el fin de minimizar dichas tensiones residuales.

La contracción lineal de la porcelana glaseada es de aproximadamente 14% para la de baja fusión y 11.5% para la de alta. La porcelana excesivamente glaseada tiene mayor porcentaje de contracción tanto en los tipos de baja como de alta fusión. Se ha demostrado que múltiples cocciones alteran el coeficiente de expansión de la porcelana. Estas cocciones pueden aumentar el contenido cristalino de la cerámica.

Las propiedades térmicas de la porcelana incluyen una conductibilidad de 0.030 Cal/seg./cm². El coeficiente de expansión térmica lineal es de $12 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$.²

5.1.3.3 Unión metálica

El éxito depende de la firmeza de la unión entre el metal y la capa exterior de la cerámica, que tiene tres componentes principales:

5.1.3.3.1 Retención mecánica

Ésta depende de la humectación del metal por la porcelana y se mejora mediante una superficie texturada. Una superficie rugosa puede elevar la resistencia de unión contra los esfuerzos tangenciales.

5.1.3.3.2 Tensiones de compresión

Se originan mediante el enfriamiento de la capa interior de la porcelana sinterizada, también cumplirán una función en el mejoramiento de la resistencia del enlace. Deliberadamente se preparan las cerámicas y el metal con un pequeño grado de desigualdad térmica para dejar a la porcelana en estado de compresión.

5.1.3.3.3 Enlace químico

En la interfase metal cerámica el iridio y el estaño emigran hacia la superficie de la aleación y forman óxido de iridio y óxido de estaño, que se combinan con la porcelana durante la cocción. La limpieza del metal con ácido fluorhídrico reduce la resistencia del enlace. Si la porcelana dental se cuece sobre el metal con una capa de óxido definido, el oxígeno de la superficie del vidrio fundido se difunde con el oxígeno de la superficie sobre el metal y se reduce el número de puentes de oxígeno. Así mejora la pantalla de cationes de la interfase. El vidrio de interfase vidrio-óxido se satura de óxido. La composición del vidrio permanece a temperatura constante y está en equilibrio termodinámico con el óxido.

El primer requisito para una unión adhesiva resistente es que el adhesivo moje al adherente. A la porcelana se la toma como adhesivo, porque escurre hacia la aleación durante la cocción. La capacidad de mojar de un adhesivo se mide por su ángulo de contacto, entre menor sea éste habrá mayor adhesión.

Otro requisito es que los coeficientes lineales de expansión térmica de la porcelana y el metal sean compatibles. Si éstos no son iguales, las tensiones radiales que se generan debilitarán la porcelana y la unión. Las fallas de adhesión son casi siempre cohesivas y las fallas adhesivas se muestran sólo con metales nobles.²



5.1.4 Clasificación de las porcelanas dentales

Las porcelanas para uso dental se pueden clasificar según diferentes criterios:

- Según su método de fabricación de acuerdo con su composición.³
- Según su punto de fusión.²

5.1.4.1 Según su método de fabricación y composición

5.1.4.1.1 Porcelanas sinterizadas

Estas porcelanas conforman una aglutinación de polvo de porcelana en un líquido, y esculpidas en conjunto sobre un troquel refractario, lámina de platino o sobre el metal de una estructura metal-cerámica, elevada a altas temperaturas. Entre ellas se encuentran las siguientes:

Porcelanas feldespáticas: Fueron las primeras porcelanas que se utilizaron en la confección de prótesis. Éstas se constituyen en un 70% a 85% de feldespato, 12% a 22% de cuarzo y 3% a 4% de caolín. Su uso es indicado en la confección de restauraciones metal-cerámica, coronas completamente cerámicas, carillas e incrustaciones. Pueden ser usadas para confeccionar partes, o en asociación con otros sistemas, en donde una porcelana feldespática cubre a una porcelana aluminada (In Ceram) o a un vidrio cerámico (Dicor), que le confiere mayor resistencia a la fractura, funcionando como una subestructura. La porcelana feldespática es usada como recubrimiento, por lo tanto, presenta excelentes características de translucidez y color semejante al diente natural.

Nombres comerciales: VITA MK 68 (Vita), BIODENT (Dentsply), DELCERAM (Degussa), CERAMCO II (Ceramco), NORITAKE (J. Morita).

Porcelanas feldespáticas reforzadas con leucita: Son más resistentes que la porcelana feldespática convencional. En este sistema se usan porcelanas de cuerpo en incisal, por la opacidad de los cristales de leucita; no necesitan del uso de porcelana opaca. Están indicadas en la confección de carillas laminadas, inlays/onlays y coronas sometidas a bajas tensiones.

Porcelanas aluminizadas: Estas porcelanas se componen de 40% a 50% de cristales de óxido de aluminio incorporadas a porcelanas convencionales, confiriendo una alta elasticidad y resistencia a la estructura. Por esta razón hay una reducción de la traslucidez limitando su uso como base para aplicación de porcelana feldespática.

Nombres comerciales: VITADUR (Vita), HI CERAM (Vita), MIRAGE II (Mirage).

Las desventajas de los sistemas son que en un proceso de sinterizado de las partículas, pueden formarse microporosidades y heterogeneidades entre las partículas pudiendo formar grietas.

Porcelanas aluminizadas infiltradas con vidrio: Esta técnica fue creada para mejorar los problemas de fragilidad asociados a la porcelana. Este sistema conocido como In Ceram está constituido por una subestructura semejante a una estructura metal cerámica, se usa un polvo cerámico de óxido de aluminio extremadamente fino. La variante alúmina clínicamente probada desde hace más cinco años, se caracteriza por la mayor resistencia (valores entre 400 y 600 Mpa) y, por tanto, por su mayor versatilidad. In Ceram presenta mejoras en algunas propiedades como óptima adaptación (ajuste marginal de 20 a 25 micras), siendo superior a otras restauraciones con o sin metal, y grado de traslucidez ideal. Están indicadas para coronas unitarias anteriores y posteriores, incrustaciones, coronas sobre implantes y prótesis parcial fija hasta de tres unidades.

El In Ceram SPINELL posee el doble de traslucidez que In Ceram Alúmina, siendo más estético. Está indicado para coronas unitarias anteriores e inlays/onlays. En este sistema se substituye en una parte el óxido de aluminio por óxido de magnesio; además, posee una resistencia flexural un poco menor que In Ceram.

El sistema IN CERAM ZIRCONIA puede ser confeccionado como In ceram convencional o experimentalmente a través de trituración de bloques preformados de zirconio. Puede ser utilizado

para coronas unitarias posteriores y anteriores, prótesis sobre implantes, debido a su alto contenido de zirconio y aluminio.

5.1.4.1.2 Porcelanas injertadas de vidrio fundido

Sistemas dicor y dicor plus: Estos sistemas son vidrios cerámicos reforzados por mica. Utilizan un proceso de fundición centrífuga en donde el vidrio cerámico conserva su estructura amorfa y después la restauración es envuelta en un revestimiento especial que, durante el proceso de ceramizado, produce un crecimiento de cristales, convirtiendo la fundición en un estado cristalino el cual aumenta la resistencia. Este procedimiento se asemeja a la técnica de cera perdida. Después, se realiza la aplicación de una pintura extrínseca o glaseado de porcelanas vítreas fundidas.

El DICOR presenta una resistencia final semejante a la porcelana aluminada, pero el choque masticatorio puede remover la pintura extrínseca dejando trasparecer un vidrio leitoso sin color, alterando sus características estéticas. Está indicado para la confección de carillas, incrustaciones y coronas. El DICOR PLUS está compuesto por una infraestructura fundida ceramizada y una cobertura feldespática colorida para intentar disminuir la translucidez.

Sistema cerapearl: En este sistema la fase cristalina principal es la hidroxiapatita. Como ésta es muy blanca en relación con los dientes naturales, se aplican glases coloridos denominados Cerastain. En toda cerámica vítrea fundida el proceso cerámico no aumenta significativamente la resistencia, y también produce una contracción adicional provocando porosidades y poca homogenización.

5.1.4.1.3 Porcelanas inyectadas a alta presión y calor

Para superar el proceso de heterogeneidad, microporosidades y contracción durante el proceso de ceramizado, se desarrolló una técnica de calentamiento usando un material cerámico prefabricado.

Sistema IPS Empress E IPS Empress II: El sistema IPS Empress utiliza pastillas de porcelana feldespática reforzada con leucita preceramizada en el color deseado, fundidas a altas temperaturas sobre presión hidrostática al vacío dentro de un revestimiento. Se utiliza la técnica de cera perdida, no se utiliza un vidrio fundido pero sí prensado.

El empleo de calor en el prensado tiene como finalidad aumentar la resistencia. Una porcelana preceramizada tiene una resistencia flexural alrededor de 200 Mpa, siendo indicada en la mayoría de las restauraciones adhesivas.

El material proporciona los prerequisites ideales de una restauración completamente cerámica; proporciona superficies más suaves, ajustes marginales precisos y biológicamente compatibles. Este sistema cerámico está disponible en varias tonalidades. Sin embargo, la técnica tiene la limitación de confeccionar restauraciones monocromáticas y una coloración final puede ser realizada de dos maneras:

- Técnica de caracterización de superficie (maquillaje): Se aplican colorantes en las áreas a caracterizar.
- Técnica de estratificado (por capas): Se confecciona o se encera la porción más interna para obtener una subestructura cerámica, para después aplicar porcelana feldespática (IPS CLASSIC) para reconstruir detalles anatómicos finales.

IPS Empress está indicado para coronas totales, inlays/onlays y carillas laminadas.

IPS Empress II consiste en una cerámica vítrea de di silicato de litio con una resistencia tres veces mayor que IPS Empress convencional siendo indicada para prótesis fijas de tres unidades.

5.1.4.1.4 Porcelanas tipo CAD/CAM (diseño y fabricación automática)

Sistemas CEREC – CEREC 2 – CELAY: Son sistemas computarizados acoplados a dispositivos que realizan desgaste de bloques cerámicos o de vidrio prensados.

CEREC: Las partes son obtenidas a partir de una impresión óptica de preparación en boca a través de micro cámaras.

CELAY: Un microsensor lector de superficies estándar de resina confecciona la estructura directamente sobre boca o sobre el modelo.

Las ventajas de estos sistemas radican en estar diseñados para la fabricación de restauraciones en sesión única, no necesitando de modelo. Las desventajas están en el alto costo del equipo.

Sistema procera all ceram: El sistema procera produce una cofia de alúmina de alta pureza (99% de óxido de aluminio), lo que da una restauración de alta resistencia, probablemente una de las mayores entre los materiales cerámicos utilizados en odontología. La cofia protésica es fabricada a partir de un diseño asistido por un computador en un proceso de unisagem, lo que de acuerdo con el fabricante, garantice un ajuste perfecto. El modelo de yeso es escaneado utilizando un sensor, dependiendo del tamaño del modelo. La imagen es transmitida a Nobel – Biocare en Suecia, en donde la estructura cerámica es diseñada. La aplicación de cerámica puede ser ejecutada a través de un sistema convencional en cualquier laboratorio.

Este sistema ofrece excelente estética, resistencia y durabilidad. Está indicado para la confección de coronas unitarias anteriores y posteriores y prótesis parciales fijas de hasta tres unidades.³

5.1.4.2 Según su punto de fusión

- De alta fusión 1315° C – 1370° C

- De media fusión 1090° C – 1260° C
- De baja fusión 870° C – 1075° C

La adición de fundentes es lo que permite regular la temperatura de fusión de las diferentes porcelanas, permite obtener un menor rango de temperatura de fusión, pero aumenta la tendencia de las porcelanas a deformarse durante su reparación o al hacer agregados, pigmentarlas o glasearlas.

Las porcelanas de baja fusión poseen una ventaja definida para fundirlas sobre metal, como se revisa en la técnica metal porcelana, ya que los coeficientes de expansión de la porcelana y del metal pueden ser más compatibles, cuando el rango de temperatura es menor.

Las porcelanas de alta fusión son consideradas de mayor resistencia, translucidez y mantienen mejor la exactitud a través de cocciones repetidas, sus ventajas son las de poder ser pigmentadas, modificadas o glaseadas durante la confección de una restauración sin que se distorsionen.

En el proceso de fabricación de la porcelana de media y baja fusión los minerales cristalinos se mezclan con carbonatos de metales alcalinos y bórax, y se cuecen a altas temperaturas para formar la fase vítrea por medio de una serie de reacciones piro químicas complejas.

Cuando se enfrían en agua bruscamente, se ocasionan tensiones internas que causan grietas y fracturas del vidrio. Este proceso se llama fritación. Luego se lo muele hasta formar un polvo fino denominado frita, que corresponde a una cerámica vítrea finamente molida. Cuando se vuelve a fundir, al confeccionar una restauración, el polvo se funde a temperatura baja y no se produce ninguna reacción termoquímica.²

5.1.5 Ventajas y desventajas de la porcelana dental

La porcelana ha venido evolucionando, mejorando sus propiedades, ampliando sus usos para cumplir con las expectativas y demandas de la odontología moderna y, aunque los materiales tienen características muy favorables, desafortunadamente presentan algunas desventajas que el odontólogo ha intentado suplir con el manejo de técnicas y materiales clínicos en ocasiones sin éxito deseado.

5.1.5.1 Ventajas

- Estabilidad dimensional.
- Insolubilidad en los fluidos orales.
- Excelente color, lo que la provee de estética, mayor en sistemas totalmente cerámicos.
- Biocompatibilidad.
- Alta resistencia a la flexión, estos valores se ven incrementados en sistemas de restauración totalmente cerámicos.⁴
- Sellado marginal aceptable.

5.1.5.2 Desventajas

- Abrasión al tejido dentario antagonista.
- Complicada técnica de fabricación.
- Dificultad de ajuste y pulimento intraoral.
- Baja resistencia a la fractura.⁴

5.1.6 Indicaciones y contraindicaciones de la porcelana dental

Cuando se evalúa si la porcelana dental está indicada o no para efectuar un tratamiento de rehabilitación, primero se debe analizar factores muy importantes relacionados con el paciente y los directamente involucrados con el material de restauración.

Para el análisis de los factores relacionados con el paciente, es necesaria una exploración clínica minuciosa de la cavidad oral y sus anexos que permita llegar o no al diagnóstico de alteraciones a nivel dentario, periodontal y oclusal que afecten de manera significativa el pronóstico del tratamiento. Con relación a la porcelana, se debe tener información de sus ventajas y desventajas en cuanto a sus propiedades, composición, usos, y eficacia comprobada científicamente.

Entre ellas se encuentran las siguientes:

5.1.6.1 Indicaciones

- Pacientes con buenos hábitos de higiene oral.
- Restauración de pequeños espacios protésicos.
- Pacientes que no poseen desarmonía oclusal.
- Pacientes que no poseen hábitos parafuncionales.

5.1.6.2 Contraindicaciones

- Pacientes con hábitos parafuncionales.
- Pacientes con problemas periodontales.
- Espacios protésicos extensos.
- Pacientes con alto índice de caries.
- Presencia de interferencias oclusales.
- Preparaciones subgingivales.³

5.2 EFECTO DE LA PORCELANA SOBRE EL TEJIDO DENTARIO Y ESTRUCTURAS DE SOPORTE

Mediante el uso clínico de las porcelanas como material de restauración para la mayoría de los tratamientos de rehabilitación oral, hace muchos años se dio inicio a investigaciones que permiten

informar acerca de las implicaciones que tiene ésta sobre las piezas dentarias al entrar a formar parte del sistema estomatognático. A continuación, se tratan aquellos efectos que involucran a la porcelana como un material que atenta contra la integridad del sistema dento-periodontal.

5.2.1 Efectos de la porcelana dental sobre el periodonto

Todo odontólogo debe tener en cuenta un claro conocimiento de que un tratamiento clínico con una restauración puede afectar al tejido periodontal, llevándolo a enfocarse en la calidad de las coronas y prótesis parcial fijas durante su fabricación, basando su éxito protésico mediante el control de las enfermedades orales, además que sean funcionales y estéticamente duraderos y biocompatibles.⁵

5.2.1.1 Efectos sobre la encía

Inflamación gingival después de la inserción de coronas y ppf: Muchos estudios concluyen que las coronas y prótesis parcial fijas contribuyen a las inflamaciones periodontales, particularmente si éstas tienen una línea de terminación intracrevicular o subgingival, al igual que una adaptación marginal escasa, superficies ásperas con deficiente pulimento o si la profundidad periodontal tiende a ser mayor de 1 mm, y causar grados de inflamación gingival que van desde 0 hasta 3.

Se tiene en cuenta que tanto las restauraciones clínicas deficientes como las adaptadas contribuyen a las inflamaciones gingivales; además, los estudios demuestran que los índices de inflamación gingival son mayores en dientes restaurados con coronas o prótesis parcial fija comparados con aquellos que no presentan restauraciones. (Fig. 1 y 2)⁵

El contorno gingival y la oclusión de una restauración son los factores importantes que también influyen en la salud periodontal. Las restauraciones sobrecontorneadas resultan ser retenedoras de placa y comida en las áreas interproximales bucal, lingual y cervical. Esto puede conducir a caries, inflamación y/o hiperplasia gingival. Las restauraciones poco contorneadas crean excesivos espacios interproximales y problemas de fonética y estética. El trauma en la oclusión puede dañar

el ligamento periodontal y el hueso alveolar.⁶ En el incremento o aparición de la inflamación gingival se tiene en cuenta la formación de placa bacteriana y la composición de la microflora crevicular, pues éstas se encuentran en íntima relación con las restauraciones, ya que desarrollan un medio en el que la población microbiana madura en una flora periodontopática, oscilando entre 0 y 3 grados.⁵ Los grados de inflamación gingival fueron evaluados utilizando el índice de Loe y Silness. (Tabla 1)⁵

Tabla 1. Índice gingival según Loe y Silness

GRADO	CARACTERÍSTICAS	SIGNOS CLINICOS
0	Ausencia de inflamación	
1	Inflamación leve	Leve cambio de color y textura
2	Inflamación moderada	Brillo moderado, enrojecimiento, edema e hipertrofia, sangrado al sondaje (esperar 10 segundos).
3	Inflamación severa	Tendencia al sangrado espontáneo, ulceración.

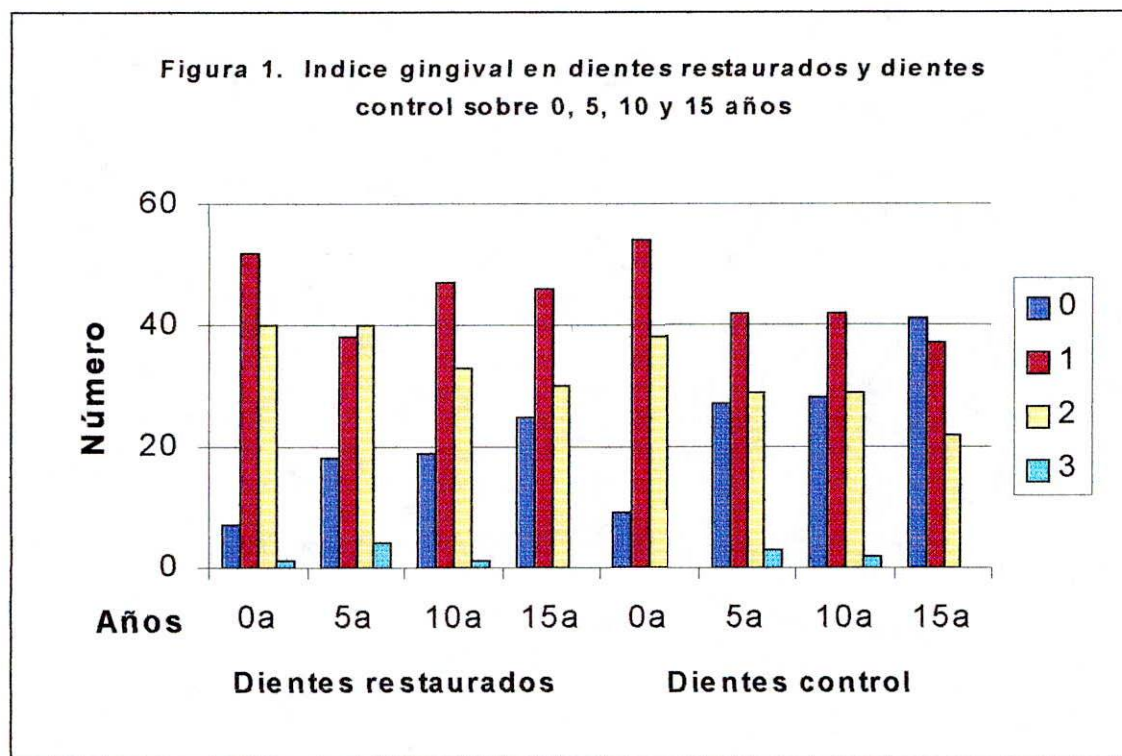
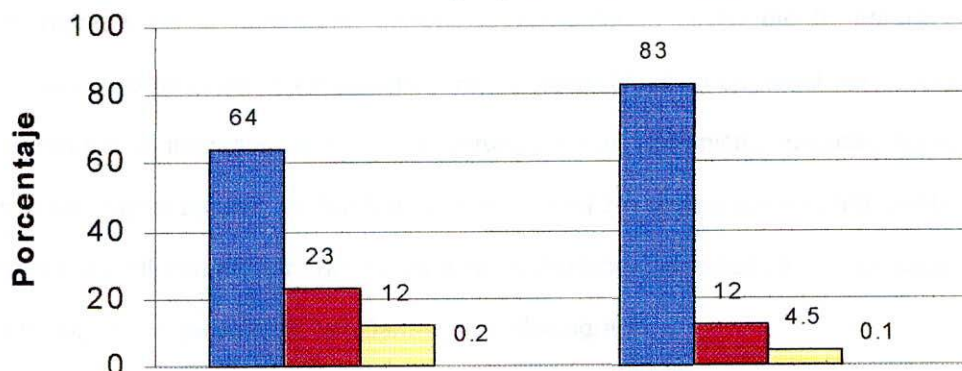


Figura 2. Porcentaje del índice gingival en dientes restaurados y control. Número de dientes que exhiben índices de 2 y 3 son presentados para permitir comparaciones de incidencia de avanzada inflamación gingival sobre 15 años



Influencia de coronas con márgenes intracreviculares sobre la salud gingival: La colocación de una corona con margen intracrevicular, necesita de una evaluación de la respuesta biológica del tejido. El efecto de los diferentes materiales y de su combinación sobre el tejido, debe investigarse para asegurar que estos biomateriales sean fisiológicamente tolerables; sin embargo, se deben tener en cuenta otros efectos como la respuesta de tejido ante dientes, restauraciones, implantes, restauraciones asociadas a bacterias, en un microambiente intracrevicular que puede inducir a una respuesta inmune como la inflamación, esto es considerado como un factor etiológico del inicio o progreso de la enfermedad periodontal.

Los factores bacteriales y virulentos, pueden estimular al tejido a dar una respuesta para minimizar el efecto dañino de las bacterias o de sus productos. A pesar del inmenso mundo de bacterias que hay en la flora bucal, ciertas especies están asociadas con la caries y otras relacionadas con la inflamación gingival y periodontitis como: las porphyromonas gingivales, prevotella intermedia, actinobacillus y actinomyces actinomycetemcomitans. La respuesta del huésped o tejido puede ser

un factor importante en el inicio y progresión de la enfermedad, porque no todos los niveles de periodontitis asociados a bacterias pueden determinarse por cierto tipo de restauraciones.

Se utilizaron restauraciones totalmente cerámicas cementadas sobre diente natural y sobre implantes de titanio, coronas metal cerámicas fundidas sobre aleación de metal noble cementadas sobre diente natural e implante de titanio y coronas metal cerámicas fundidas sobre titanio cementadas sobre diente natural; se tomó un diente natural sin restauración como diente control, se tienen en cuenta diferentes parámetros para la evaluación; la colonización de cada tipo de bacterias, la placa, el enrojecimiento, la inflamación y el sangrado.

Se obtuvieron como resultados que ninguna de las restauraciones cementadas presentó niveles detectables de bacterias, en cuanto al nivel de placa bacteriana, en las coronas total cerámicas cementadas sobre titanio fue significativamente más alto que las cementadas sobre diente natural; sin embargo, no hay diferencias significativas entre los lugares de tratamiento y los lugares de control. Todas las restauraciones presentaron zonas de enrojecimiento, inflamación, sangrado, asociadas a una gingivitis teniendo en cuenta que la superficie topográfica el diente, el agente cementante y el complejo de restauración, proveen un nicho potencial de colonización para las bacterias orales.

Basados en los siguientes datos, los resultados de este estudio se ven ilustrados en la tabla 2.

Placa bacteriana:

0: No Visible

1: Placa visible en la corona

2: 2/3 parte de corona

3: En toda la corona

Inflamación

0: Ausencia de inflamación

1: Ligero edema

2: Edema

Enrojecimiento:

0: Ausencia de enrojecimiento

1: Cambio de color

Sangrado:

0: Ausencia de sangrado

1: Sangrado

3: Sangrado espontáneo

Tabla 2. Resultados de la respuesta gingival en márgenes intracreviculares

CASO	Placa bacteriana	Enrojecimiento	Inflamación	Sangrado
CTC – DN				
Diente Control	1	1	0	1
Diente Restaurado	1	1	0	1
CTC – Ti				
Diente Control	4	3	2	1
Diente Restaurado	3	1	1	1
CMC(aleac. metál.) - DN				
Diente control	3	2	0	0
Diente Restaurado	3	3	1	1
CMC(Aleac. metál.) – Ti				
Diente control	2	1	0	0
Diente restaurado	2	1	0	0
CMC(Titanio) – DN				
Diente control	2	2	1	1
Diente Restaurado	4	1	2	1

- CTC – DN: Corona total cerámica – Diente natural
- CTC – Ti: Corona total cerámica – Implante de Titanio

- CMC (Aleación metálica) – DN: Corona metal cerámica fundida con aleación de metal noble – Diente natural
- CMC (Aleación Titanio) – Ti: Corona metal cerámica fundida con aleación de metal noble – Implante de Titanio
- CMC (Titanio) – Ti: Corona metal cerámica fundida con aleación de titanio – Implante de Titanio. (7)

Efecto de la rugosidad de la porcelana sobre la adhesión bacteriana: Los materiales utilizados en odontología como las aleaciones y la porcelana o cerámica, conducen a una mayor acumulación de placa bacteriana y aún más cuando sus superficies no están lo suficientemente aptas, es decir, con un buen pulimento y glaseado.

A pesar de que la cantidad de placa bacteriana que se adhiere a la porcelana es mínima comparada con otros materiales dentales, la rugosidad de la superficie es significativamente importante, ya que ésta es la alternativa de elección debido a la apariencia natural que posee para dar mayor estética en la región dental anterior más que en la posterior. Sin embargo, el aumento de la placa bacteriana puede ser no sólo causa de la rugosidad de la superficie, sino también de la caries y del daño periodontal.

Las superficies de las restauraciones en porcelana son pulidas y un acabado final les proporciona el glaseado, pero un mal pulimento genera superficies rugosas y la adición de placa bacteriana puede generar caries e inflamación periodontal. La cantidad de placa adherida es un buen índice en la determinación de la rugosidad de una restauración; entonces, se puede decir que la rugosidad de una superficie y la acumulación de placa bacteriana son directamente proporcionales.

El pulimento de una superficie cerámica se define como un proceso de convertir una superficie áspera en una superficie suave al tacto, y brillante al ojo. Por lo general, el glaseado se utiliza para

obtener una apariencia estética más agradable y para prevenir que la rugosidad de la porcelana desgaste la superficie del diente antagonista; sin embargo, estudios determinan que las superficies glaseadas no son siempre las más lisas y en muchos casos es necesario pulir con partículas de tamaño fino para obtener suavidad de la superficie. El estudio fue realizado mediante la utilización de discos de porcelana en diferentes grados de pulimento y un cultivo de bacterias consideradas cariogénicas con la capacidad de sintetizar glucanos, lo que contribuye a la adherencia hasta en las superficies más lisas. Por medio de este estudio se permite demostrar que más placa se adhiere a las superficies esmaltadas o glaseadas que a cualquier otra superficie pulida; esto significa que éstas no son aceptadas desde el punto de vista biológico. El esmaltado puede producir ondulaciones y superficies rugosas que usualmente tienen irregularidades que inducen a la adhesión de bacterias y otras sustancias. (Fig. 3 y 4).

A pesar de que las superficies pulidas pueden presentar vacíos y micro fracturas, este defecto no contribuye al valor de adherencia bacteriana. Por estas razones pulir con pasta de diamante es útil para obtener una superficie más lisa que previene la placa y su acumulación, puesto que este sistema obtuvo los resultados más bajos de adhesión bacteriana.⁸

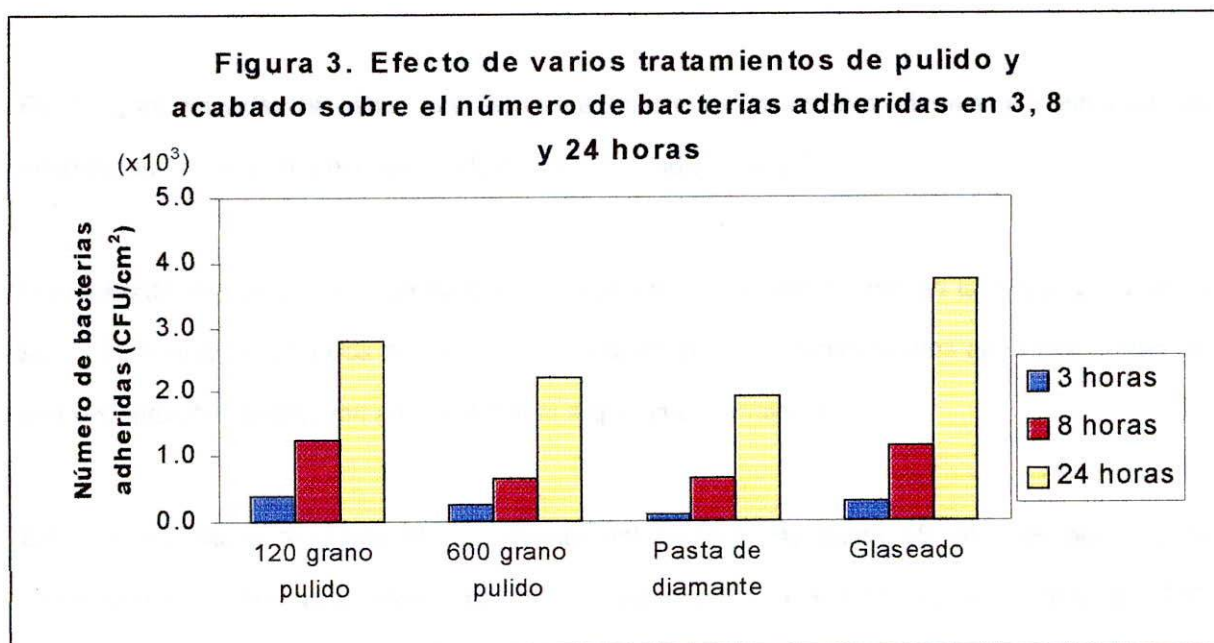
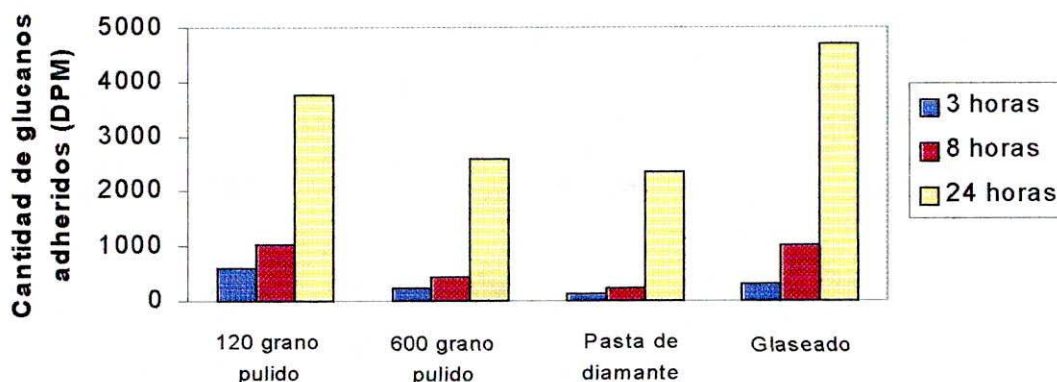


Figura 4. Efecto de varios tratamientos de pulido y acabado sobre la cantidad de glucanos adheridos a las 3, 8 y 24 horas



5.2.2 Efectos en el hueso alveolar

La pérdida de la cresta ósea del hueso alveolar se ocasiona por muchas causas, entre ellas después de la extracción de los dientes siendo en este caso, el proceso más acelerado debido a la reabsorción que ésta produce. También es causada debido al descuido de la salud buco-dental, en muchos casos generando la necesidad de una rehabilitación en donde se ha perdido la estética, fonética y funcionalidad adecuadas.

Es de gran importancia saber que la cresta influye en la estética gingival y puntualiza las dimensiones para las prótesis parcial fijas y coronas individuales.⁹

Esta pérdida acelerada de la altura del hueso alveolar o un incremento en la profundidad de la sonda comparadas con otros dientes, pueden indicar que los procedimientos en la fabricación de una restauración contribuyen en sí a dañar la arquitectura periodontal.⁵

Estudios realizados mediante el seguimiento del paciente de hasta 15 años después de la cementación de coronas y prótesis parcial fija, reportaron una profundidad al sondaje de 0.005

hasta 0.5 mm más grandes que las de los controles, pero en general se reportaron más frecuentes profundidades entre 0.1 y 0.2 mm.

A pesar de este incremento en el sondaje, es inapropiado asegurar que este tipo de restauración cause dicho incremento, debido a que las diferencias entre los grupos de dientes restaurados y los dientes de control son mínimos. Además, la utilización de variables o aspectos diferentes en cada estudio como la salud periodontal inicial, la posición oclusogingival de la línea de terminación, el contorno de la restauración, la adaptación marginal de la restauración y la diferencia de sondas periodontales en cada caso, son críticas para asegurar el éxito.

La pérdida de la altura del hueso alveolar o los cambios de profundidad pueden interpretarse con utilización de la sonda periodontal y radiográficamente por medios computarizados siendo éste último el más exacto.

Según Albondor, existen otros factores que influyen en la pérdida del hueso después de la inserción de coronas y prótesis parcial fijas, organizándolas en forma descendiente de la siguiente manera, siendo responsables del 20% de la pérdida del hueso:

- Tipo de diente.
- Nivel inicial del hueso,
- Edad.
- Sexo.
- Presencia de cálculos.
- Restauraciones adyacentes.

Sin embargo, a pesar de los estudios realizados, se afirma que no se registran diferencias significativas de la pérdida del hueso entre el diente restaurado protésicamente y el diente de

control, incrementando valores mínimos de 0.04 y 0.25 mm por año. Además, investigadores reportan que la distancia desde el margen de la corona a la profundidad del surco gingival o desde el margen de la corona hasta el nivel radiográfico del hueso alveolar se incrementa con el tiempo.

Con base en la experiencia obtenida por medio de estos estudios, se debe tener en cuenta además de una buena adaptación de la restauración con materiales biocompatibles al tejido dentario, otros factores como:

- Historia de enfermedades del paciente, las cuales puedan contribuir al desarrollo de inflamaciones gingivales después de la cementación de coronas y prótesis parciales fijas.
- Tratamientos previos y estudios epidemiológicos del pasado del paciente.
- Composición de la flora microbiana y la respuesta del paciente a las toxinas producidas por éstas, causantes de la enfermedad periodontal durante y después del tratamiento, ya que si una restauración se hace en un medio con microorganismos patógenos puede desarrollarse más agresiva.

La influencia de los materiales de restauración es considerada, pues deben desarrollarse con superficies bajas o altas de energía; materiales como las cerámicas conducen a una mayor adherencia de placa y a su maduración.⁵

Todos estos anteriores factores en caso de presentarse, deben estar consignados en la historia clínica del paciente para no caer en errores que conlleven al fracaso del tratamiento odontológico.

En conclusión, los dientes que soportan prótesis parciales fijas y coronas, aunque presentan bajos niveles que indican pérdida ósea, no se considera que experimentan grandes cambios en

comparación con los dientes libres de ellas. La existencia o no de pérdida de hueso está íntimamente relacionada en estos casos a la presencia o ausencia de enfermedad periodontal del paciente, al control adecuado de placa bacteriana y las características de la restauración en sí.⁹

5.2.3 Efectos sobre el tejido dentario

A medida que pasa el tiempo, ha habido un incremento en el uso de la cerámica como material de restauraciones para simular una apariencia natural y aunque ellas dan una estética aceptable, los odontólogos están de acuerdo acerca del desgaste producido a la dentición natural, lo cual es un aspecto preocupante. Esto se ha observado clínicamente y demostrado en estudios de laboratorio.¹⁰

En este aparte se tratará la porcelana como abrasivo potencial del esmalte dentario en diferentes situaciones.

5.2.3.1 Desgaste de esmalte por porcelana tradicional y de baja fusión

Se realiza una evaluación del desgaste del esmalte producido por la porcelana convencional (Ceramco II) y porcelanas de baja fusión feldespática (Finesse, Omega 900); estas porcelanas se fabricaron y fundieron de acuerdo a indicaciones del fabricante. Los bloques se pulieron con pasta de diamante y fueron rotados constantemente para crear una superficie plana y uniforme.

Las muestras de esmalte se obtuvieron de extracciones de molares y premolares cortando sus cúspides. Éstas se encontraron en continuo contacto con los bloques y bajo cargas iguales (600g). Se tomaron medidas cada 6, 12, 24 y 48 horas. Y se registra la pérdida volumétrica y la rugosidad de la superficie de los bloques.

Esto revela que Omega 900 y Finesse causan pérdida mínima del volumen del esmalte comparado con Ceramco II, pero las superficies no muestran gran diferencia.

Ceramco demuestra un carácter homogéneo; Finesse una apariencia vidriosa, uniforme y homogénea y Omega intermedia. Después del desgaste, Ceramco presenta heterogeneidad, y Finesse continúa con su homogeneidad.

Las nuevas porcelanas de baja fusión causan menos daño al diente que las porcelanas comunes pero éstas aún requieren mayor investigación en cuanto a fortaleza, resistencia a la fractura y estética. Además, la dificultad de estandarización y el impacto metodológico o el error del operador hacen que las diferentes comparaciones sean casi imposibles. Algunos investigadores relacionan los resultados in vitro e in vivo. La diferencia de esta situación radica en la medida de las fuerzas, la cantidad y duración de la carga durante movimientos. Comúnmente se dice que la dureza de un material es directamente proporcional a su abrasión. La dureza por si sola no está correlacionada con el desgaste, pero algunos estudios relacionan el desgaste con la rugosidad y la resistencia a la fractura.

Este estudio revela que las estructuras de grano grueso están más expuestas al desgaste (Ceramco). Se llega a un acuerdo en cuanto a que existe una relación entre rugosidad y desgaste, pero no hay acuerdo en que las superficies ásperas tiendan a volverse pulidas.

El grano entre sí y en el tamaño del cristal, juegan un papel importante en la superficie; la presencia de partículas grandes en Ceramco II contribuyen al logro de una superficie más irregular y por ende, incrementan las cualidades abrasivas. Por la porosidad encontrada en las porcelanas Finesse y Omega, los índices de desgaste varían. El desgaste en las porcelanas tradicionales era menor aún con la presencia de condiciones de superficie.

La condición inicial de superficie es importante, ya que aún con cargas normales la elasticidad puede excederse. Algunos investigadores encontraron que el agua u otros líquidos disminuyen la

respuesta a la elasticidad e incrementan el coeficiente de fricción. Es aconsejable la adición de leucita para igualar el coeficiente de expansión.

Las bajas temperaturas de fusión causan menor estrés residual y fracturas después de su enfriamiento. La fuerte condensación de porcelana fina no es recomendable para la comparación con cerámicas tradicionales, ya que los granos finos tienden a atrapar el agua durante su fabricación incrementando el tiempo de secado.

El uso de varios flujos tiende a disminuir la temperatura de fusión pero también impacta en las propiedades físicas de la porcelana fundida. Anteriormente se usaba el bórax para bajar la temperatura pero éste incrementa la aspereza superficial.

Finesse está creada para asegurar una temperatura más baja, por lo que se considera una porcelana.¹¹

5.2.3.2 El desgaste causado por porcelanas dentales de baja fusión

Analiza la importancia de la selección del material para restauraciones metal cerámicas o totalmente cerámicas. Los materiales para restauraciones deben tener propiedades que asemejen el desgaste natural del esmalte. Las porcelanas dentales tienen dos fases cuyos componentes cristalinos varían entre los tipos y la cantidad. El desgaste de esmalte a esmalte es de 20 a 40 micras anuales y puede elevarse por diferentes factores como traumas oclusales.

El oro es un material poco abrasivo, sin embargo, condiciones estéticas, han hecho que el uso de las porcelanas sea elevado, además porque éstas presentan superficies suaves y resistencia al desgaste después del proceso de glaseado. La influencia es compleja cuando hay dos superficies en contacto y una carga de movimiento, aunque se puede medir con el uso de máquinas de desgaste, técnicas de cepillado, técnicas de réplica y deslizamiento en construcciones mecánicas.

Las cerámicas de alta fusión muestran buena fuerza comparada con las de baja fusión, que se desarrollaron por el uso de aleaciones de oro y titanio. Sin embargo, se ha reportado que las cerámicas de alta fusión producen mayor desgaste y algunas se pueden fracturar durante su uso. Hacker y cols. reportan que las cerámicas de baja fusión son menos abrasivas al esmalte que las porcelanas feldespáticas convencionales. Este estudio compara el desgaste que producen las porcelanas de alta y baja fusión e inspeccionan las superficies desgastadas después de la prueba; para esto se toman nueve materiales dentales y dos muestras de esmalte dental, se analiza material utilizado y la temperatura de fusión (una fusión) y bajo la recomendación del fabricante, además se realiza pulido de la superficie. El índice de desgaste está determinado por la altura de cada muestra después de la prueba. Éste fue mayor en FINESSE y menor en CREATION y las demás no presentaron diferencias significativas; el esmalte presenta mayor desgaste que las porcelanas.

Las porcelanas dentales presentan mayor desgaste sobre las superficies antagonistas a diferencia del oro, dada por la presencia de cristales que proporcionan dureza pero al mismo tiempo desgaste. Sin embargo, el uso de materiales no cristalinos proporciona menor abrasión al deslizamiento. Es decir, la presencia de partículas pequeñas causa menos desgaste que las más grandes; por ello es importante el contenido, exposición y forma de los cristales. Además, cabe destacar que el medio oral, saliva y alimentos, pueden contribuir al desgaste.

Este estudio mide la resistencia al desgaste de la porcelana en un medio de partículas abrasivas en residuos de cristal y agua. La porcelana FINESSE contenía menos cristales.

Un estudio previo demuestra que DICOR MGC (Cerámica cristal), tiene mayor susceptibilidad al desgaste que IPS EMPRESS (Cerámica pesada) y aún al esmalte. Las cerámicas presentan buena dureza pero menor resistencia al desgaste y al disminuirla produciría fractura de la restauración.

Las porcelanas Vita y Finesse mostraron superficies menos duras y mayor pérdida de sustancia. La medición de la rugosidad revela valores menores para Finesse Procera y Vita Omega. La textura no se relaciona con dureza o temperatura de fusión.

La máquina utilizada simula el medio oral mostrando sólo aproximaciones y sin considerar las condiciones de pulido. Cuando las coronas han estado largo tiempo en boca, el desgaste al contacto superficial no es constante.¹²

5.2.3.3 Efectos de porcelanas con y sin glaseado sobre el esmalte dental

El empleo de glaseado sobre la porcelana, tiene como fin proporcionar a la restauración efectos de brillo, semejante al diente natural para que sea más estético, éste también es una porcelana, pero de concentración diferente a las demás que se utilizan para realizar el cuerpo de la corona. Sin embargo, su uso está directamente relacionado con el desgaste del diente antagonista.

Un estudio demuestra los efectos de desgaste del esmalte mediante el empleo de una cerámica colable con y sin glasear, con matiz de porcelana y una porcelana convencional. El desgaste producido por porcelana convencional fue usado como control. El material cerámico colable DICOR (Dentsply), posee un alto grado de dureza de 362, comparado con la del esmalte 343 y 460 de porcelana dental convencional. Sin embargo, la dureza similar entre Dicor y el esmalte dental, sugieren que las cerámicas colables glaseadas pueden ser utilizadas para producir mínimo desgaste del diente antagonista; esto es un punto importante porque ésta puede ser utilizada en vez de porcelana dental convencional para minimizar el desgaste. Sin embargo, la dureza no puede ser un indicador real de la resistencia.

Para ello se utilizaron las cúspides en forma de conos de 27 molares extraídos; todos fueron triturados y pulidos, se analizó la disminución del esmalte por discos de porcelana convencional y cerámica fundida glaseada.

Se tomaron nueve muestras de un 1 mm x 20 mm de diámetro fundidas con una base de baja aleación metálica; éstas se aplicaron sobre los discos de acuerdo a las recomendaciones del fabricante. Los discos de metal porcelana se autoglasearon dos veces, se pulió con discos de 240 granos y de 600 granos con puntas de silicona de papel.

El ciclo de prueba era de una hora y 15 minutos, tiempo en que se produjo un desgaste considerable de las muestras de esmalte; se tuvo cuidado al elegir que cada cono estuviera perpendicular al disco antagonista. Durante esta prueba se irrigó con agua destilada a 37° C que simulaba la saliva.

Este procedimiento estandarizó la distancia del recorrido de cada cúspide contra su disco antagonista, produciendo datos precisos del volumen de desgaste, determinando que existen diferencias significativas entre el desgaste producido por la cerámica convencional y cerámica colable (DICOR) glaseada con porcelana matizada y sin glasear, considerándose como moderados.

Esta forma de medir el desgaste generalmente no es aceptada; la mejor manera de calcular es con ecuaciones geométricas.

Un método preciso para comprobar el desgaste del esmalte del diente se realizó gastando las cúspides del esmalte.

Los resultados del estudio sugieren que la cerámica colable (DICOR) glaseada con matiz de porcelana produce mayor desgaste del esmalte dental que una porcelana dental convencional o cerámica colable sin glasear, indicando que el matiz de porcelana no debe ser usado para glasear en regiones donde haya contacto con dientes naturales antagonistas porque puede conllevar a un problema, en este caso es recomendable la porcelana sin glasear. (Tabla 3).

Así se concluye que aunque DICOR, una cerámica colable, presenta grados de resistencia al desgaste muy similares al esmalte dental, cuando se encuentra glaseada produce mayor índice de desgaste que una sin glasear y porcelana dental convencional.¹¹

Tabla 3. Volúmenes de desgaste de las nueve muestras dentales analizadas

	Porcelana Dental V x 10⁻³ (cm³)	Cerámicas Glaseada V x 10⁻³ (cm³)	Cerámica no Glaseada V x 10⁻³ (cm³)
	0.529	1.2	0.623
	0.571	0.895	0.526
	1.16	1.45	0.494
	1.10	1.53	1.08
	0.834	1.08	0.462
	1.21	1.30	0.879
	0.329	1.14	0.707
	0.627	1.35	0.573
	0.707	0.942	0.410
Promedio	0.785*	1.22*°	0.639°

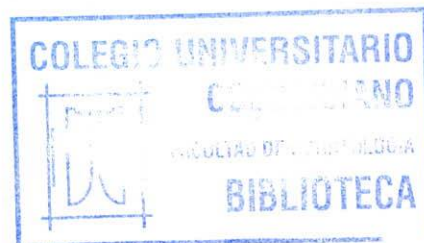
* Significantes diferencias

° Significantes diferencias

5.2.3.4 Desgaste de esmalte después de procesos de pulido y acabado

Estudios realizados destacan que existen grandes diferencias entre la porcelana feldespática (CREATION), la porcelana con aluminio (VITADUR), y la de baja fusión (DUCERAN LFC), y el acabado de ellas en el laboratorio. El vidrio no cristalino de baja fusión, parece causar desgaste en el esmalte comparado con las otras dos porcelanas.

El proceso de desgaste sobre el tejido dental es natural; sin embargo, si existe algún tipo cerámico y ciertas características inadecuadas de superficie, el desgaste del esmalte puede acelerarse. Anteriormente se demostró que las cerámicas de vidrio moldeadas (DICOL), comparadas con las cerámicas feldespáticas convencionales, muestran un desgaste parecido a las aleaciones de oro.



Las cerámicas hechas a máquina inducen un mejoramiento en el control micro estructural dejando atrás las cerámicas tradicionales que causan un comportamiento dañino en el esmalte.

La cerámica de baja fusión hidrotérmica DUCERAM está diseñada para ser aplicada sobre núcleos de cerámicas convencionales presentando buenas propiedades en el desgaste, solubilidad y superficies, así como fuerza flexible y resistencia. Esta cerámica, por su acabado vidrioso y estructura homogénea, puede reducir el desgaste del esmalte.

Se dice que en la colocación de cerámicas cuando se realizan ajustes de mordida, correcciones en laboratorio, pulido superficial y glaseado, se logran superficies más suaves y densas; al contrario, cuándo se colocan restauraciones integrales, se ve necesario realizar ajustes intraorales después de la cementación, pues la aspereza de la cerámica no se compara con la ideal del esmalte, y por tal razón, se han desarrollado diversos kits para mejorar la superficie. Sin embargo, la falta de estandarización de instrumentos de medición y métodos dificultan la comparación del grado de abrasión que producen los materiales dentales; no hay consenso acerca de los métodos de desgaste en laboratorio y su significado clínico. De aquí la importancia de utilizar sistemas que reproduzcan de manera segura la fuerza, movimiento y medio físico del sistema estomatognático.

Este estudio utilizó el método de De Long y Douglas, que desarrolla un medio oral artificial y correlaciona el contacto oclusal clínico de desgaste. Además, se tiene en cuenta el acabado final y las condiciones clínicas. En los tres tipos de cerámica se prepararon cinco discos de 12 mm de diámetro por 3 mm de espesor durante seis años; se hicieron de acuerdo con el protocolo real para condiciones de fundición y acabado final de la superficie. Para el acabado de la superficie se tomó:

- Glaseado y pulido mecánico con piedra pómez y carbonato de calcio dando buenos resultados.
- Acabado intraoral y pulido con piedra verde a baja velocidad. El repulido se realizó con disco estriado de carburo de tungsteno y un kit de puntas siliconadas.

Se utilizaron 30 terceros molares extraídos, cinco dientes por material y se sumergieron en agua ionizada y 0.2% de ácido, hasta su análisis. Estos dientes se montaron en un anillo de polietileno utilizando resina acrílica de autocurado y los movimientos masticatorios y fuerzas se simularon con ganchos.

Las superficies con acabado en laboratorio son más suaves que las pulidas en boca. Se encontró mayor porosidad y defectos macroscópicos en las superficies de DUCERAM, que en las otras. Microscópicamente hubo menores defectos en los acabados intra orales. Todas las cerámicas mostraron cavidades de desgaste con mayor tendencia a la fractura en DUCERAM LFC.

El desarrollo de cerámicas Veener con propiedades ópticas, ha contribuido a elevar estándares estéticos. Las cerámicas hechas por el hombre dependen de las habilidades y el buen uso de la técnica de capas.

Los estudios en medios orales artificiales se pueden utilizar para predecir las condiciones clínicas. Cuando se comparan las mismas clases de cerámicas, los resultados muestran buena relación con las investigaciones previas de De Long et al. donde se muestra una pérdida promedio de volumen de esmalte de 0.162 a 0.57 mm, comparado con 0.143 a 0.26 mm en la cerámica con acabado de laboratorio CREATION. La similitud entre estos valores, indica la carencia de mejoramiento durante la última década de las cerámicas veener feldespáticas con respecto al desgaste.

El volumen perdido es el método más sensitivo aunque el cambio no muestra grandes diferencias entre los materiales. La dureza de DUCERAM es de 420 bhn, cercana a la dureza del esmalte a 408bhn. Entonces, el desgaste que esta cerámica produciría, sería suave, sin embargo no es aplicable a las cerámicas DUCERAM, pues incrementa la pérdida de esmalte en volumen comparado con CREATION Y VITADUR.

La principal diferencia entre estos tres materiales fue la presencia de burbujas en la superficie de las muestras de DUCERAM. Se detectaron fracturas circulares en facetas desgastadas de DUCERAM asociadas a la porosidad de la superficie.

En los tres materiales analizados, el proceso de fundición se realizó de acuerdo a las recomendaciones del fabricante; sin embargo, se sugiere asegurar mejor calibración a bajas temperaturas y optimización de sistemas de fundición para DUCERAM; y así reducir los defectos macroscópicos.

La cerámica CREATION es la más óptima por sus propiedades y por su comportamiento predecible de desgaste, revelando el porcentaje más bajo en la combinación de volumen y profundidad. (Fig. 5 y 6. Tabla 4).

El pulido intraoral de las restauraciones cerámicas es común cuando se trata de restauraciones integradas, incrustaciones y coronas veener. Los ajustes oclusales no se pueden hacer durante el periodo de prueba por la fragilidad de la porcelana.

El uso de discos estriados de carburo de tungsteno da mejores resultados sobre las superficies rugosas; además, se favorece la utilización y pulido mecánico con mejores resultados estéticos. El éxito del pulido depende de la buena condensación de la porcelana y de las adecuadas temperaturas de fundición.

Los análisis muestran superioridad de la técnica en laboratorio, con pulido mecánico en contraste con el intraoral. Sorber y col. dicen que el desgaste en la porcelana áspera es menor que en la glaseada, mientras que Krejci y col. muestran un índice de desgaste igual en cerámicas pulidas y glaseadas.¹³

Tabla 4. Volumen de material perdido en cm³ y profundidad en micras (μm) sobre esmalte, cerámica y esmalte/cerámica combinados

	Acabado en laboratorio		Acabado Intraoral	
	Volumen de Pérdida (cm ³)	Volumen de Pérdida (μm)	Volumen de Pérdida (cm ³)	Volumen de Pérdida (μm)
ESMALTE				
Creation	0.143	79	0.128	70
LFC	0.211	80	0.183	84
Vitadur Alfa	0.155	71	0.52	75
CERÁMICA				
Creation	0.123	55	0.125	59
LFC	0.158	65	0.174	73
Vitadur Alfa	0.177	70	0.182	75
COMBINADA				
Creation	0.266	134	0.253	129
LFC	0.369	153	0.357	157
Vitadur Alfa	0.332	140	0.334	150

Figura 5. Volumen de material removido (mm³) sobre esmalte, cerámica y esmalte/cerámica combinadas

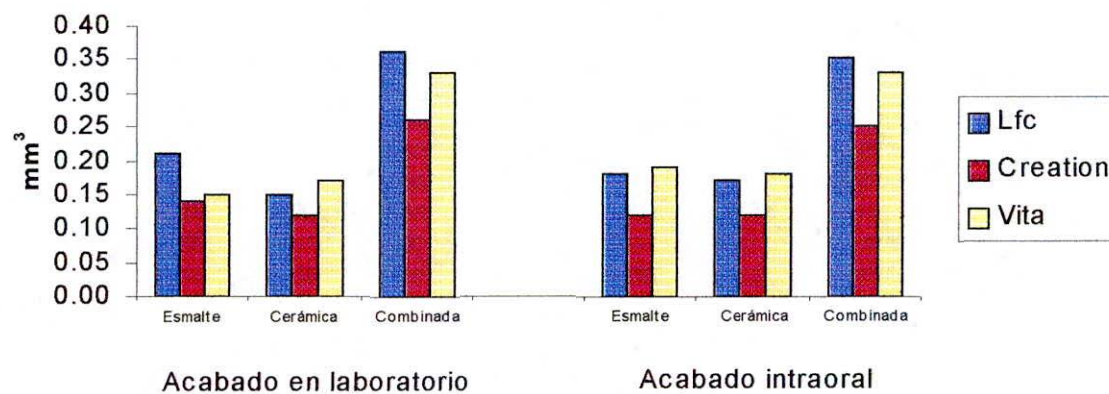
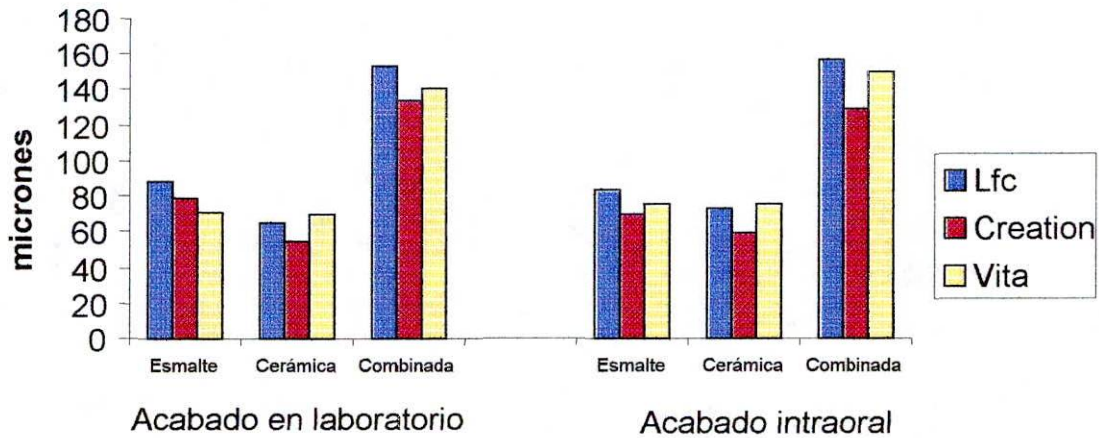


Figura 6. Profundidad de desgaste en micrones sobre cerámica y esmalte/cerámica combinadas



5.2.3.5 Desgaste de esmalte en la interfaz de tres cuerpos: porcelana, diente natural y partículas de comida

Estudios como los descritos en apartes anteriores, han investigado el desgaste del esmalte y su enfrentamiento con la porcelana con el uso de un modelo de dos cuerpos (esmalte y porcelana). Sin embargo, en la boca, el desgaste que ocurre entre los dientes y las restauraciones antagonistas, es una combinación de dos y tres cuerpos.

El tercer cuerpo en el proceso de desgaste se refiere a la presencia de partículas de comida entre los dientes y la restauración durante el proceso de masticación. Los estudios in vitro usan diferentes tipos de cuerpos que simulan el efecto de la abrasión de la comida.

Para analizar este efecto se utilizaron tres tipos de cerámicas, una convencional (Vitadur Alpha), una mecánica (Vita Mark II) y una cerámica de baja fusión hidrotérmica (Duceram LFD), y esmalte dental de especímenes humanos.

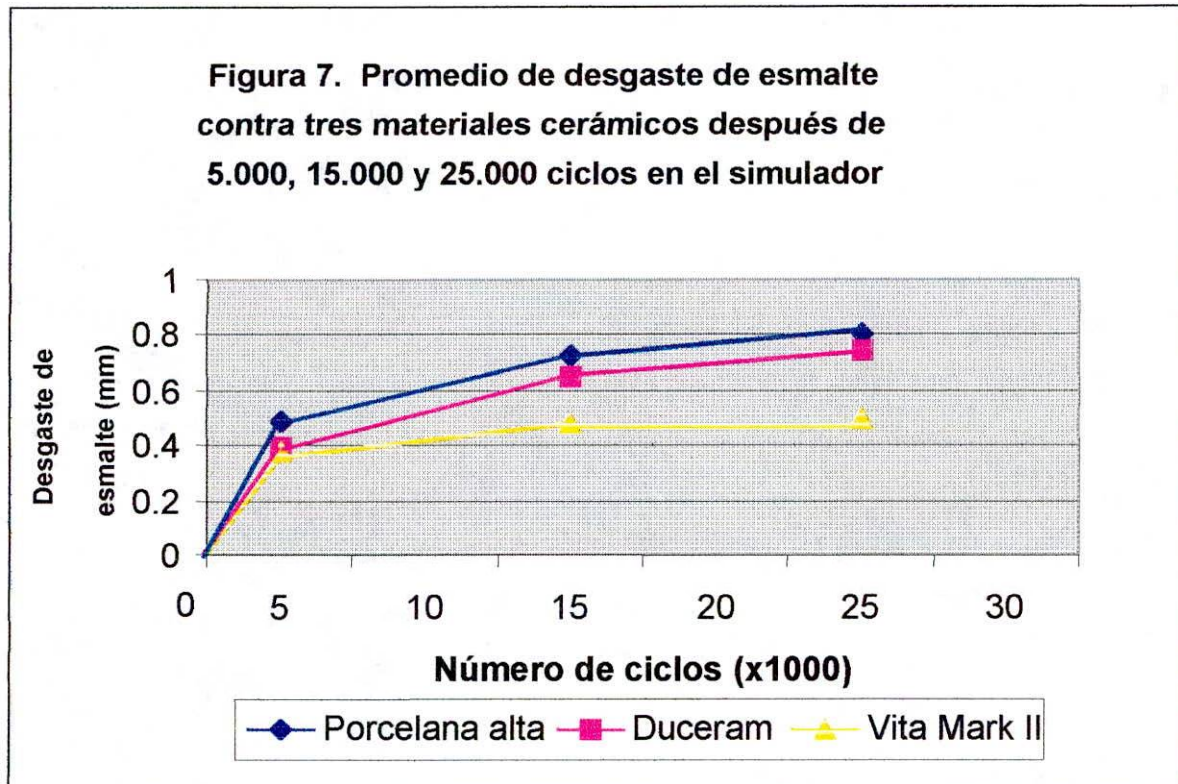
Estas cerámicas se sometieron a fusión, esmaltado y pulido; las muestras dentales se obtuvieron de 15 premolares mandibulares humanos extraídos libres de caries. La prueba se realizó en una máquina desgastadora. Para simular la comida, se utilizaron tres cuerpos; Harina de maíz, harina integral y agua, las cuales a través de un mezclador mecánico lograron homogeneidad entre ellas.

Este estudio permitió simular el proceso de desgaste que ocurre en la boca, combinó la acción del impacto, seguida de un deslizamiento que une la acción inherente de la masticación de los dientes inferiores sobre los superiores en conjunción con el efecto de la textura y consistencia de los gránulos de maíz, simulando las partículas duras que existen en la comida natural consumida.

El estudio demostró que la cerámica de baja fusión hidrotérmica Duceram es tan abrasiva como la convencional Alpha y aún más dispuesta al desgaste que la cerámica Alpha y Vita Mark II. Al realizar la comparación entre los estudios de dos cuerpos que utilizan agua destilada como medio, se observó una disminución entre los índices de abrasión al esmalte dental con relación a la cerámica. Es probable que en los grupos Alpha y Vita Mark los gránulos de maíz actuaron como colchón y absorbieron el impacto entre los dientes y la cerámica. La reducción en la cantidad de esmalte desgastado se puede atribuir también al efecto de deslizamiento que se ve al poner en contacto el alimento entre dos superficies. Esta deformación elástica puede absorber algún impacto. Sin embargo, en la porcelana Duceram la presencia de partículas entre el esmalte de los dientes parece tener un efecto opuesto porque la porcelana libre de leucita es homogénea en su estructura y contribuye a su desgaste de alguna manera. Además, ésta forma una capa de silicon hidroxil y cuando está en contacto con el agua es menos brillante que la porcelana convencional. Estas propiedades hacen que ésta sea más resistente al desgaste.

La cerámica Vita Mark II resultó ser la menos abrasiva y la menos resistente al desgaste y esto se debe a la cantidad de la condensación y el tamaño de las partículas de porcelana, puesto que es una cerámica hecha con partículas de tamaño mínimo que son comparativamente menos sueltas y

desplazadas por la matriz. Sin embargo, estas partículas pueden darle aspereza a la superficie y contribuir aunque en bajo índice, al desgaste del esmalte. (Fig. 7) ¹⁰



5.2.3.6 Comparación de los efectos del desgaste de la porcelana dental con otros materiales de restauración

Los diferentes materiales de restauración, además de la porcelana, también presentan índices de desgaste al oponerse con el esmalte dental, estos índices son analizados para encontrar diferencias significativas y demostrar la relevancia de la porcelana en todos los casos; este estudio se realiza en un laboratorio simulando el ciclo masticatorio.

Se escogen cinco materiales restaurativos así:

Amalgama, composite convencional, composite de microrrelleno, oro y porcelana glaseada y sin glasear. La amalgama fue condensada en un molde de acero. El composite convencional y de microrrelleno fueron fotocurados. En el oro se utilizó la técnica de desencerado y técnica en bloque y sobre la porcelana glaseada y sin glasear se utilizó la técnica corriente a 970° F.

Todos estos especímenes fueron sumergidos en agua, las porciones de esmalte se tomaron de la superficie bucal de incisivos caninos y premolares intactos y se seccionaron. Todos los especímenes fueron sometidos a la máquina de desgaste.

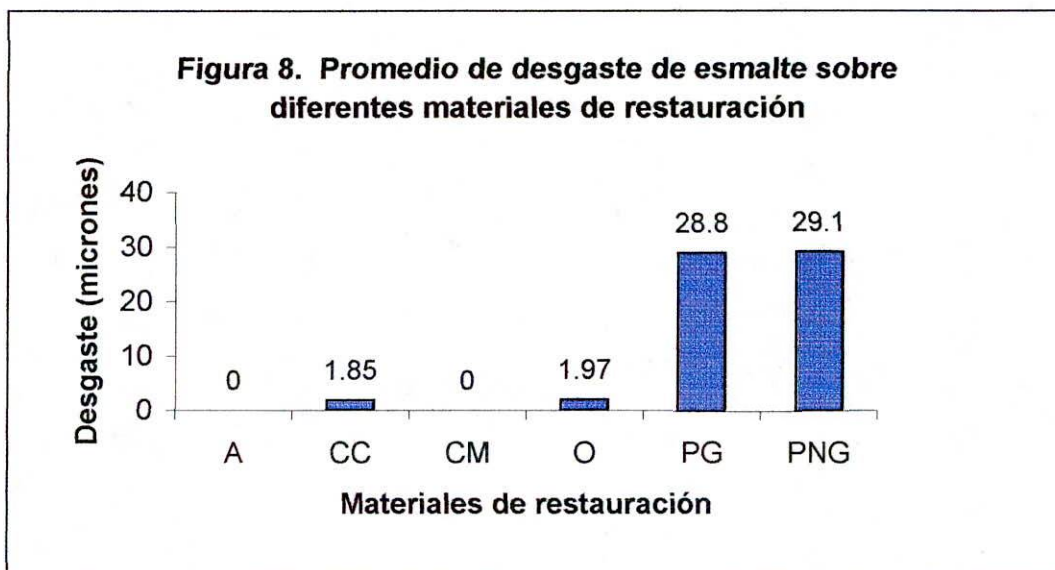
Los resultados permiten observar que sobre el esmalte, la amalgama y el composite de microrrelleno presentan poco desgaste, el composite convencional y el oro presentaron un mínimo desgaste y la porcelana glaseada y sin glasear presentaron los índices de mayor desgaste.

El desgaste de esmalte por el composite convencional corresponde a un día de desgaste intraoral. Se reportó que la dureza del relleno de resinas compuestas debe ser menor o equivalente a la hidroxiapatita. Las superficies glaseadas usadas en composites de microrrelleno como el bario y el zinc tienen un valor de dureza comparable al del esmalte y no se presenta desgaste del esmalte antagonista. (Tabla 4. Fig. 8).

Por medio de estos análisis se llega a la conclusión de que las porcelanas dentales presentan un índice de abrasión mayor hacia el esmalte del diente antagonista, que otros materiales de restauración que también se oponen al mismo tejido.¹⁴

Tabla 5. Diferencias significativas entre los diferentes materiales de restauración analizados

MATERIAL	DESGASTE(μm) $\pm$ Desviación Estándar
Amalgama	0
Composite convencional	1.85 $\pm$ 0.3
Porcelana Glaseada	28.82 $\pm$ 3.31
Porcelana no Glaseada	29.1 $\pm$ 5.37
Oro	1.97 $\pm$ 0.22
Composite de microrrelleno	0



- A : Amalgama
- CC : Composite convencional
- CM : Composite de microrrelleno
- O : Oro
- PG : Porcelana glaseada
- PNG : Porcelana no glaseada

6. TIPO DE ESTUDIO

El presente estudio es de tipo correlacional explicativo, porque, relaciona dos conceptos generales: Las restauraciones en porcelana y el tejido, y se presenta una interacción entre ellas por el efecto que la una produce sobre la otra. ¹⁶

Se realizó mediante la revisión bibliográfica, de artículos informativos y científicos que aportan conocimiento al trabajo de investigación.

7. CONCLUSIONES

El correcto diligenciamiento de una historia clínica, conduce a un acertado diagnóstico, del cual depende que un tratamiento culmine satisfaciendo las necesidades del paciente y las expectativas del profesional.

Así como en el campo de la medicina, se busca mantener el equilibrio de la salud ante una enfermedad a través de componentes químicos como los fármacos, para mantener la integridad del sistema estomatognático al realizar un tratamiento de rehabilitación oral, se utilizan las combinaciones de materiales que deben presentar biocompatibilidad con los tejidos a restaurar, de ahí se deriva la importancia de investigar acerca de los mismos.

La porcelana dental ha sido utilizada desde la antigüedad, pero continuamente al pasar el tiempo, ésta es modificada mejorando sus propiedades para una mejor aplicación en el campo clínico; aunque a veces no se logren los objetivos deseados, puesto que las porcelanas actuales también se encuentran relacionadas con la abrasión e inflamación gingival.

Los factores de las restauraciones tales como el poco margen de adaptación, la extensión intracrevicular o subgingival, las superficies ásperas o sobrecontorneadas, contribuyen al grado de inflamación gingival, pudiendo progresar a enfermedad periodontal, esta última directamente relacionada con altos índices de placa y bajo índice de higiene oral por parte del paciente.

La superficie rugosa de la porcelana es un factor que contribuye de manera significativa a la adhesión bacteriana, contribuyendo a la inflamación gingival, siendo mayor en superficies glaseadas que en superficies pulidas con otros métodos como pasta de diamante.

Los dientes que soportan prótesis parcial fija y coronas presentan bajos índices de pérdida ósea; sin embargo, no se considera que experimentan grandes cambios en comparación con los dientes libres de ellas. La existencia o no de pérdida de hueso está íntimamente relacionada en estos casos con la presencia o ausencia de enfermedad periodontal o con el adecuado equilibrio de las PPF en la distribución de fuerzas.

Durante la revisión bibliográfica no se encontraron estudios que indiquen afección sobre el ligamento periodontal.

La porcelana dental como material caracterizado por su alto contenido de partículas de vidrio y cuarzo, hace que su pulido y adecuado acabado final se dificulte, siendo imposible lograr una superficie completamente lisa, lo cual contribuye a que ésta sea potencialmente abrasiva sobre el esmalte dental.

Las porcelanas de baja fusión, presentan menor contenido de cristal, convirtiéndolas en menos duras y resistentes a la abrasión; por lo tanto, se espera que desgasten menos el esmalte, sin embargo, una de ellas (Finesse), revela índices muy altos de desgaste.

Las porcelanas que han sido acabadas por medio de glaseado, reportan índices más grandes de abrasión al diente antagonista, siendo recomendable no aplicar estas sustancias en superficies de contacto oclusal para disminuirla.

Se debe escoger el método de acabado más cercano al ideal para lograr obtener superficies más lisas, siendo inversamente proporcional al desgaste del esmalte dental. Entre más lisas, menor abrasión.

Al introducir partículas de comida como harina de maíz, harina integral y agua, en conjunción al esmalte y porcelana para el estudio del proceso de abrasión, se determina que el índice de

desgaste al esmalte disminuye, lo que indica que estos valores podrían ser los más aproximados a los existentes en boca, aunque una reproducción exacta de los movimientos mandibulares no es posible extraoralmente.

La porcelana dental es el material restaurador que más produce abrasión al esmalte antagonista comparada con otros como el composite, amalgama y oro, debido a la complejidad en su composición para brindarle las características que posee.

De los metales utilizados, el que produce mayor porosidad es el titanio.

Los profesionales de la salud, se encuentran en la obligación ética con sus pacientes, de llevar una constante investigación y actualización de conocimientos para ejercer una adecuada práctica.

Deben ser conscientes que en el área de la salud oral, tanto los materiales restauradores como los procedimientos clínicos realizados, se encuentran en continua evolución para garantizar un mayor bienestar a los pacientes.

Es inconcebible como trabajadores en este campo, conformarse con seguir realizando procedimientos obsoletos, por el simple hecho de no buscar el crecimiento tanto personal como profesional mediante la investigación, lo que hace la diferencia con los practicantes empíricos.

A través de este trabajo, se conocieron las normas y parámetros existentes que servirán de guía para la realización de nuevas investigaciones a lo largo de la vida profesional.

BIBLIOGRAFÍA

1. SUÁREZ GARCÍA, Ma. Jesús. Nuevas cerámicas en prótesis. En: Profesión dental. Disponible en: <http://www.infomed.es/coem/revista/vol3-ns/form3.html>
2. AGREDO, Gloria. Porcelana dental. Trabajo de grado (Rehabilitación oral). Universidad de Chile. Facultad de Odontología. Área de Rehabilitación Oral. Santiago de Chile, 1996, 60p.
3. ANDAKU, Mónica et al. Próteses livres de metal em porcelana, Reabilitacao de Espacos Proteticos, [online]. October 2001. Disponible en: <http://DentalSpecial.com.br/artigos/2001/octubro/artigos3.asp>
4. LEINDELFER, Karl F. Pcelain Esthetics For The 21st Century. En: JADA, Vol. 131, June 2000. Disponible en: <http://ada.org/prof/pubs/jada/suppl/0006/0009a.pdf>
5. KNOEMSCCHILD, Kent L.; et al. Periodontal tissue tesponses after insertion of artificial crowns and fixes partial Dentures[online]. En: The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol 84, No. 5, November 2000. Disponible en: <http://www.Harcaunthealth.com/scripts/om.dll/serve?action=searchDB&SearchDBfor=art&artType=abs&id=911026&nab=abs>
6. TUNG, Francis F.; et al. Accurate procedure for simultaneous registration of gingival emergence profile and maximal intercuspal position for metal ceramic restauration. En: The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 83, No 6. June 2000.
7. KANCYPER, Sergio C.; KOKA, Sreenivas. The influence of intracrevicular crown margins on gingival halth: Preliminary findings. En: The Journals of Prosthetic Dentistry, Vol. 85, No. 5, May 2001.
8. KAWAY, Keiji; et al. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. En: The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 83, No. 6, June 2000.
9. WYATT, Chris C. The effect of prosthodontic treatment on alveolar bone loos: A review of the literature. En: Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 80, No. 3, September 1998.
10. AL-HIYASAT, Ahmads; et al. The body wear associated with three ceramics and enamel. En: The Journal of prosthetic Dentistry, Vol. 82, No. 6, December 1999.
11. PALMER D.S.; et al. Wear of human enamel against a commercial castable ceramic restorative material. En: The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 65, No. 2, February 1991.
12. DERAND, Per; VEREBY, Peter. Wear of flow-fusing dental porcelain. En: The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 81, No 4, April 1999.

13. MAGNE, Pascal; et al. Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chariside finishing procedures. En: The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 82, No. 6, December 1999.
14. JAGGER D.C.; HARRISON, A. An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials of enamel. En: Journal of Oral Reabilitation, April 1995.
15. NAYLOR, W. Patrick. Introduction to metal ceramic tecnology. En: Quintessence. Chicago, 1992. 17 - 26 p.
16. SAMPIERI HERNÁNDEZ, Roberto; et. al. Metodología de la investigación. 1ª Ed. México: McGraw Hill, 1991. 9 - 71p.