



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

TRATAMIENTO PROTÉSICO CON CERÓMERO
(TARGIS-VECTRIS) EN PACIENTES BRUXISTAS

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A :
RICARDO GUTIÉRREZ SÁNCHEZ

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la UNAM a guardar en formato electrónico e impreso el contenido de mi trabajo recepción

DIRECTOR: Mtro. VICTOR MORENO MALDONADO

Gutiérrez Sánchez
Ricardo

12 04 04

MÉXICO, D. F.

MAYO 2004



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas

Tesis Digitales

Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

Doy gracias a Dios, el haberme dado la sabiduría y el ímpetu para poder concluir mis estudios profesionales.

Gracias a mis padres, por ser un ejemplo de superación constante, hacer de mi un hombre de bien, y por los esfuerzos que hicieron para darme lo necesario para mi formación profesional.

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México el haberme dado un lugar, para poder crecer como estudiante y formarme como profesionista.

Gracias a Julie Hernández Martínez por haber compartido conmigo momentos inolvidables en el transcurso de mi carrera profesional, y por el amor y dedicación que me ha dado al paso de estos años.

A mi hermano, quien siempre me apoyo en toda mi carrera, y por saber que siempre contare con el.

A toda mi familia, gracias por haber confiado en mi, alentándome y apoyándome para concluir mis estudios.

A todos mis amigos que me rodean, y me apoyarán durante este camino de estudiante.

ÍNDICE.

Introducción.

Capítulo 1

Antecedentes históricos.....	1
1.1 Bruxismo.....	1
1.2 Cerámica.....	1

Capítulo 2

Bruxismo.....	2
2.1 Definición.....	2
2.2 Características.....	3
2.3 Etiología.....	6
2.4 Tratamiento.....	9

Capítulo 3.

Generalidades de los diferentes sistemas cerámicos.....	12
3.1 Porcelana feldespática.....	13
3.2 Optec HSP.....	15
3.3 Optimal Pressable Ceramic.....	16
3.4 Finesse All Ceramic.....	17
3.5 IPS Empress.....	18
3.6 IPS Empress II.....	20
3.7 In Ceram.....	22
3.8 Vita Press.....	25
3.9 Cerec II.....	26
3.10 Procera All Ceram.....	27

Capítulo 4

Características del cerómero Targis/Vectris.....	30
4.1 Descripción.....	30
4.2 Propiedades físicas.....	34
4.3 Indicaciones y contraindicaciones.....	36
4.4 Procedimiento clínico.....	37
4.5 Procedimiento de laboratorio.....	40
4.6 Cementado.....	43

Capítulo 5

Desgaste de los materiales de restauración.....	45
5.1 Metales.....	49
5.2 Cerámicas.....	51
5.3 Polímeros.....	52
Conclusiones.....	54
Fuentes de investigación.....	57

Introducción.

La odontología estética ha logrado obtener resultados aceptables con restauraciones de metal cerámica, sin embargo el metal le resta belleza debido a su translucidez por debajo de la porcelana. Esto a ocasionado que un número cada vez mayor de pacientes demanden mayor estética y naturalidad en los trabajos protésicos.

Los fabricantes y los laboratorios de investigación, comprendieron la necesidad de desarrollar una nueva generación de materiales restauradores con propiedades físicas, químicas y mecánicas superiores a los que ya existen, pero que a su vez adoptarán cualidades estéticas y de resistencia cada vez mayores.

Con los recientes avances de la tecnología adhesiva, los materiales restauradores han evolucionado hacia un nivel mayor de estética, al tiempo que permitan una preparación cavitaria más conservadora y promuevan el refuerzo de la estructura dentaria restante.

Dentro de los materiales de restauración cerámicos creados a partir de las necesidades mencionadas, esta el que lanzo al mercado la compañía Ivoclar-Vivadent. Desarrollado principalmente para la elaboración de prótesis parciales fijas (tres unidades), coronas totales, incrustaciones inlay y onlay. Dicho material esta elaborado a base de una cerámica vitrificada de bisilicato de litio la cual es embebida en una matriz vítrea.

Debido a la composición de este material y sabiendo que se logra una estética y naturalidad aceptable como para una rehabilitación protésica de excelentes cualidades, debemos siempre tener en cuenta las alteraciones fisiopatológicas de nuestros pacientes, específicamente de los movimientos mandibulares parafuncionales.

Debido a la muy alta frecuencia de las alteraciones temporomandibulares en los pacientes que requieren tratamiento protésico, y que en muchas de las ocasiones no es tomada en cuenta por el operador, es de suma importancia conocer la diversidad de alternativas de tratamientos estéticos, por medio de diferentes materiales restauradores como son los cerómeros, los cuales proporcionen una rehabilitación relativamente duradera sin que provoque una nueva alteración o aumente la ya existente.

A continuación se hace un enfoque global para conocer, diagnosticar y tratar dicha patología; se analizan las características e indicaciones del material restaurador, y se explicara por que es uno de los materiales cerámicos alternativos para la rehabilitación protésica, contemplando los movimientos parafuncionales del paciente.

Agradezco su asesoramiento, la aportación científica y su tiempo a mi director de tesina, el excelente Mtro. Victor Moreno Maldonado para poder lograr la realización de este trabajo.

Capítulo 1

Antecedentes históricos.

1.1.- Bruxismo.-

Deriva del griego "bruchein odontos" (crujir los dientes), el término abrasión deriva del latín "abrasio" (acción de raspar). Es importante reconocer que el desgaste dentario existe desde el origen de la humanidad, existen pruebas de que ya existían formas distintas de abrasión en los pueblos prehistóricos. Los franceses Marie y Pietkiewicz en 1907 sugirieron el término "la bruxomanie". Forthman posiblemente fue el que uso la palabra bruxismo en 1931. En 1901 Karolyi introdujo la mayor parte de los conceptos sobre este padecimiento, mencionando que tanto los factores psíquicos como las interferencias oclusales tienen funciones importantes en el desarrollo del bruxismo. ⁽¹⁾

1.2.- Porcelana.-

Uno de los inventos que muy posiblemente fue considerado el más importante en el siglo XIX fue la porcelana dental, ya que mediante varios experimentos desarrollados por Alexis Duchateau aproximadamente en 1788 con el objetivo de eliminar los dientes de hipopótamo debido a que estos cambiaban de color y adquirían mal olor con el uso, se asocio con Nicolás Dubois de Chamat el cual era dentista de la ciudad de París, por lo que modificó la fórmula inicial hasta mejorarla y lograr dientes de porcelana fuertes y resistentes a la masticación. Debido a esto los dientes de porcelana fueron difundidos por toda Europa y Norteamérica logrando así una duración más larga y mejor apariencia a las prótesis. En 1840 ya se fabricaban comercialmente los dientes de porcelana, logrando evitar el uso de dientes de origen animal. ⁽²⁾

Capítulo 2

Bruxismo.

2.1.- Definición.

El término de bruxismo se define comúnmente, como el rechinar, abrasión o movimiento de trituración de los dientes sin propósitos funcionales, dando por resultado el desgaste de los cóndilos y una pérdida gradual de la convexidad de los tubérculos articulares. Los músculos maseteros suelen aumentar de dimensiones hasta llegar el punto de que haya cambios visibles en el contorno de la cara. También se define como el desgaste habitual de los dientes, ya sea durante el sueño (nocturno) o como el hábito inconsciente durante el día (diurno), este término se aplica tanto al hábito de cerrar fuertemente los dientes, o como al golpeteo repetido de los mismos. Fig. 1 Fig.2



Fig. 1



Fig. 2

Los siguientes son algunos de los términos que han sido usados frecuentemente por algunos autores: "neuralgia traumática" (Karolyi), "efecto de Karolyi" (Weski), "neurosis del hábito oclusal" (Tishler), y más recientemente "parafunción" y "odontoprisis" (Drum). Miller propuso la diferenciación entre el rechinar nocturno de los dientes el cual llamó "bruxismo", y "bruxomania" al hábito de rechinar los dientes durante el día. ⁽¹⁾

2.2.- Características.-

El bruxismo se caracteriza por un desgaste de las caras oclusales y bordes incisales de los dientes superiores e inferiores, que no coincide con el desgaste habitual o funcional de los dientes durante la masticación o la deglución. Se basa en la aparición de fisuras en los prismas del esmalte entre las superficies de contacto, lo cual proporciona las partículas ásperas necesarias para el rápido desgaste del esmalte. Fig. 3

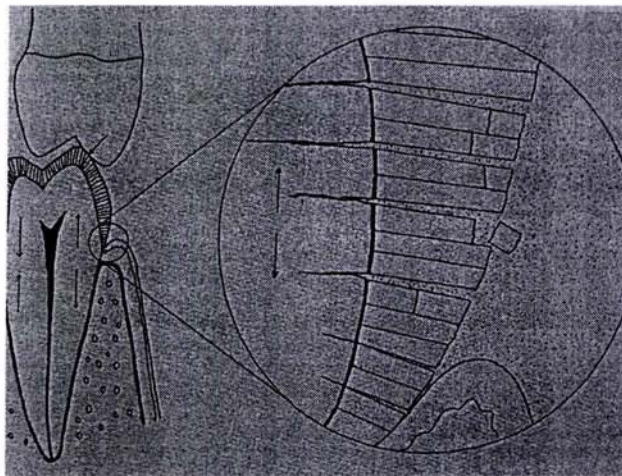


Fig. 3

El patrón de desgaste del bruxismo de larga duración es con frecuencia muy irregular y generalmente más intenso sobre los dientes anteriores que sobre los posteriores en la dentición natural. El desgaste en los pacientes con prótesis suele ser mayor en la parte posterior que en los dientes anteriores, debido a que la estabilidad de la dentadura permite una mayor presión en las regiones posteriores.

El bruxismo combinado con la regurgitación nerviosa puede dar lugar a erosión del esmalte y desgaste lingual de los dientes incisivos sumamente rápido. Fig. 4 Fig. 5

Otro problema muy frecuente en el bruxismo es el astillamiento o fractura de las restauraciones y el esmalte, las fracturas pueden presentarse en los dientes intactos, pero ocurren en asociación con el desgaste oclusal de la fosa central de las restauraciones, dejando puntas duras en la interferencia oclusal.

También se pueden presentar fracturas de dientes y restauraciones fuera de límite funcional de oclusión en pacientes con bruxismo durante episodios de malposición sumamente forzada de los maxilares.



Fig. 4 Paciente con erosión en caras palatinas



Fig. 5 Paciente con regurgitación nerviosa

Un tema muy discutido es la repercusión del bruxismo sobre el periodonto y el nervio pulpar ya que este padecimiento muchas de las veces se puede manifestar con cierta movilidad o afección al ligamento periodontal, que puede o no estar relacionada con la enfermedad periodontal. Hirt y Mühlemann demostraron que los pacientes con bruxismo tienen un grado de movilidad apreciable más elevado por la mañana que por el resto del día, estos dientes presentan con frecuencia un sonido sordo a la percusión y pueden doler cuando el paciente muerde con ellos, especialmente en la mañana. Puede existir en el bruxismo necrosis pulpar, hiperemia pulpar, o hipersensibilidad. ⁽¹⁾

En lo que respecta a los músculos que se encargan de la función masticatoria y a la articulación temporomandibular, podemos encontrar una hipertrofia unilateral o bilateral del músculo masetero caracterizada por una asimetría facial, que muchas de las veces puede darse si el paciente se encuentra en fase de desarrollo.

El aumento en la tonicidad de los músculos durante el bruxismo hace difícil, y en ocasiones imposible localizar las interferencias oclusales en los movimientos mandibulares entre la oclusión céntrica y la relación céntrica, además de volverse sensibles a la palpación principalmente en la zona del borde anterior e inferior del masetero y el pterigoideo interno. Esto es muchas de las veces manifestado por los mismos pacientes, que lo refieren como una sensación de cansancio de la mandíbula en el momento de despertar en las mañanas. Debido a las contracciones violentas de los músculos, los pacientes pueden morderse el carrillo, labios y lengua accidentalmente.

El bruxismo es de extrema importancia clínica, ya que su presencia indica una reacción individual del paciente a sus imperfecciones oclusales. Un paciente con muy poca interferencia oclusal y marcado bruxismo resulta difícil de tratar por cualquier procedimiento que implique relaciones oclusales.

Las molestias ocasionadas por dolor en los dientes, músculos y articulación temporomandibular, asociadas con el bruxismo, aumentan frecuentemente con la tensión psíquica y la irritabilidad, las cuales a su vez incrementarán el tono muscular y el bruxismo. Resulta esencial por lo tanto diagnosticar y tratar esta situación antes de que este ciclo vicioso de retroalimentación haya ocasionado daño permanente al aparato masticatorio.

2.3.- Etiología.

El sistema estomatognático es una unidad compleja, diseñada para llevar a cabo las tareas de la masticación, deglución y fonación. Estas funciones son básicas y las efectúa el complejo sistema de control neuromuscular. El tronco cerebral regula la acción muscular mediante fibras nerviosas que se seleccionan adecuadamente según los estímulos sensitivos recibidos desde las estructuras periféricas. Cuando se recibe un impulso sensitivo e inesperado se activan los mecanismos reflejos de protección que originan una disminución de la actividad muscular en el área del estímulo. ⁽³⁾

Durante la función del sistema masticatorio pueden originarse alteraciones que influyan en la función, estas pueden ser de origen local o sistémico. Entre los locales se encuentran por mencionar uno, el estímulo propioceptivo que se hace al momento de colocar una restauración que no cumpla con los requerimientos oclusales.

Dentro de los orígenes sistémicos para lograr una alteración temporomandibular, está el aumento del estrés emocional que experimenta el paciente, El Hipotálamo, el sistema reticular y en especial el sistema límbico son los responsables del estado emocional del individuo. Estos centros fluyen en la actividad muscular por medio de las vías gamma-eferentes. El estrés puede afectar el organismo mediante una activación del hipotálamo que a su vez prepara al organismo para la respuesta. El hipotálamo, con unas vías nerviosas complejas, aumentan la actividad de las gammaeferentes y de esta manera las fibras intrafusales del huso muscular causarán una contracción refleja. El efecto global es el aumento de la tonicidad del músculo. ⁽³⁾

El aumento del nivel del estrés emocional que experimenta el paciente no solo puede aumentar la tonicidad de los músculos de la cabeza y el cuello, sino que también puede incrementar la actividad muscular no funcional, como es el bruxismo o el rechinar de los dientes.

Cuando una alteración supera la tolerancia fisiológica de un individuo, el sistema empieza a mostrar algunos trastornos, dichos trastornos se manifiestan con una limitación de movimiento mandibular asociado con dolor. Para poder entender con más detalle estas alteraciones, tendremos que conocer las actividades funcionales y parafuncionales del sistema masticatorio.

Las actividades funcionales y parafuncionales son entidades clínicas muy diferentes. Las primeras son actividades musculares muy controladas, que permiten que el sistema masticatorio lleve a cabo las funciones necesarias con un mínimo de lesión de todas las estructuras. Los reflejos de protección constantemente están presentes y evitan las posibles lesiones causadas por los contactos dentarios.

La interferencia en los contactos dentarios durante la función tiene efectos inhibidores en la actividad muscular funcional. En consecuencia, las actividades están influidas directamente por el estado oclusal.

Pareciera que un mecanismo controla las actividades parafuncionales, en vez de ser inhibidas por los contactos dentarios. Los conceptos iniciales sugirieron que las actividades parafuncionales de hecho las provocaban determinados contactos dentarios.

Las actividades parafuncionales pueden subdividirse en dos tipos generales: diurnas y nocturnas.

La actividad parafuncional diurna consiste en el golpeteo y el rechinar de los dientes, así como muchos hábitos bucales que el individuo lleva a cabo a menudo, aun sin ser consciente de ello. Este tipo de actividad diurna puede observarse en individuos que se concentran en una tarea o que llevan un esfuerzo físico importante. El músculo masetero se contrae periódicamente, de una forma del todo irrelevante respecto a la tarea en cuestión.

Dentro de las actividades de vigilia se encuentran las que se realizan durante el sueño. No se sabe si estas actividades se deben a factores etiológicos diferentes o son el mismo fenómeno en dos formas de presentación distintas, en muchos pacientes se dan ambas actividades y a veces son difíciles de diferenciar. Por este motivo, el apretar los dientes y el bruxismo a menudo se engloban en la denominación de episodios bruxistas.⁽⁴⁾

A lo largo de los años, la etiología del bruxismo ha estado rodeada de una gran controversia. Al principio se pensaba que el bruxismo estaba relacionado con las interferencias oclusales, y el tratamiento se limitaba a eliminar dichas interferencias.

Uno de los factores más importantes que parecen influir en la actividad del bruxismo es el estrés emocional. Los estudios en que se ha registrado el nivel de actividad del bruxismo nocturno ponen de manifiesto un claro patrón temporal que se asocia con hechos estresantes.

Sin embargo, el aumento del estrés emocional no es el único factor que se ha demostrado que influye en el bruxismo, algunos medicamentos puede aumentar los episodios bruxísticos, estudios sugieren que puede haber una predisposición genética al bruxismo, en otras investigaciones se ha indicado la existencia de una relación entre el bruxismo y los trastornos del SNC. ⁽⁴⁾

2.4.- Tratamiento.

A pesar de la controversia que es hablar de la causa del bruxismo, esta muy claro que la habitual hipercontracción del músculo elevador tiene capacidad para sobrecargar severamente los dientes, las estructuras de soporte, y las articulaciones temporomandibulares. Los efectos destructivos pueden reducirse mediante el reparto de la carga entre el máximo número de contactos dentarios de igual intensidad durante la intercuspidadación, armonizando estos contactos con los cóndilos relacionados céntricamente se reduce la sobrecarga de los dientes y la de los cóndilos, y se elimina la acción de disparar la contracción lateral descoordinada de los músculos pterigoideos.

Esto no significa necesariamente que el paciente nunca apretará o rechinará sus dientes, sino que indica que se ha roto el ciclo vicioso entre el bruxismo habitual y el aumento de la tensión muscular.

Dado que el bruxismo tiene una doble etiología que incluyen factores oclusales locales y factores psíquicos, el tratamiento racional debe incluir la eliminación de ambos factores, y dado que se necesita la presencia de los dos tipos de factores para que se inicie el bruxismo, este hábito disfuncional puede ser eliminado con terapia local o psicoterapia.

Se ha sugerido y en ocasiones empleado con éxito, la terapia encaminada a disminuir la tensión psíquica o emocional del paciente. Y no hay duda que la terapia adecuadamente efectuada puede reducir la tensión y disminuir, por lo menos temporalmente el bruxismo. Sin embargo es está una terapia compleja y que lleva bastante tiempo, debiendo quedar reservada para los pacientes que verdaderamente necesiten dicho tratamiento. ⁽⁵⁾

El tratamiento médico sistemático puede resultar temporalmente efectivo, pero no es aconsejable. Los medicamentos relajantes pueden aliviar transitoriamente la tensión muscular y bajar el umbral de la respuesta neuromuscular a la interferencia oclusal lo suficiente para hacer cesar el bruxismo, pero tan pronto se interrumpa la medicación el bruxismo reinstaurará. Además los pacientes con bruxismo pueden tener problemas psíquicos que los hagan aceptar los tranquilizantes como un medio de escapar a la tensión, lo cual puede predisponerlos a la adicción. El único uso permisible para el uso de tales medicamentos en pacientes con bruxismo es con el propósito de eliminar temporalmente los espasmos musculares dolorosos a fin de darle oportunidad al dentista de diagnosticar y eliminar las interferencias oclusales.

Se ha recomendado ejercicios locales de los músculos masticadores, aunque estos ejercicios pueden eliminar temporalmente la molestia de la tensión muscular asociada al bruxismo, esto representa un tratamiento encaminado a aliviar los síntomas más que eliminar la causa, y el bruxismo retornará en cualquier momento en que la tensión psíquica haga descender nuevamente la tolerancia. Ejercicios, masaje, calor y otras formas de fisioterapia proporcionarán el mismo alivio para el bruxismo que para las mialgias posturales o de otra naturaleza, pero no curara el padecimiento y deberán ser utilizados únicamente con el apoyo de otras formas de terapia.

La eliminación de las áreas desencadenantes oclusales es el tratamiento de elección, en lo que respecta al dentista. Los estudios clínicos y electromiográficos combinados han demostrado también que el bruxismo puede ser eliminado por medio del ajuste oclusal, por lo menos controlado más allá del estado en que constituye un problema que puede ser reconocido clínicamente.

Este tratamiento depende por supuesto de la presencia de un número adecuado de dientes con buen apoyo periodontal, por medio de los cuales será posible lograr una oclusión estable y bien equilibrada después del ajuste.

Aunque el ajuste oclusal parece ser el tratamiento primordial en el bruxismo, en muchas ocasiones toma tiempo el eliminar todas las interferencias oclusales que pueden desencadenar el padecimiento. Diversos tipos de férulas oclusales han sido recomendadas para el tratamiento del bruxismo desde que Karolyi introdujo las férulas oclusales de vulcanita.

Las indicaciones de dichas férulas han sido: frenar el bruxismo por las interferencias oclusales, dejar que el paciente frote los dientes contra el acrílico, o bien las dos férulas oclusales y de esta manera evitar el desgaste oclusal, restringir los movimientos del maxilar y romper el hábito del bruxismo. (5), (6)

Capítulo 3

Generalidades de los diferentes sistemas cerámicos.

La palabra "*keramos*" significa alfarería o materia cocida. Las cerámicas fueron probablemente uno de los primeros materiales que el hombre fabricó artificialmente. Históricamente se desarrollaron tres tipos de materiales cerámicos: el barro quemado a bajas temperaturas extremadamente poroso; la piedra molida y quemada a más altas temperaturas que las del barro, proporcionando un material más resistente e impermeable al agua; y la porcelana obtenida por la fusión de la arcilla blanca de China con la piedra Jade, que permite producir piezas de 2 a 3 mm. de espesor con paredes traslúcidas y resistentes.

La porcelana odontológica convencional es una cerámica vitrificada, que tiene como principales componentes químicos, minerales cristalinos tales como: feldespato, cuarzo, alúmina, (óxido de aluminio) y caolín en una matriz vitrificada. Las proporciones de cada producto varían según el tipo característico de cada porcelana, convirtiéndose en porcelanas de alta fusión 1300° C, porcelanas de medio punto de fusión 1101° a 1300° C, bajo punto de fusión 850 a 1100° C, porcelanas de muy bajo punto de fusión de menos de 850° C. ^{(7),(8)}

3.1.- Porcelana feldespática.

La porcelana feldespática se conoce como la porcelana tradicional, compuesta básicamente por feldespato 75 a 85%, 12 a 22% de sílice, 3 a 5% de caolín, y cuarzo el cual logra su fase cristalina. Los feldespatos son el principal responsable de la matriz vítrea; en la naturaleza se encuentra en forma de una mezcla de feldespato potásico y feldespato sódico, el feldespato potásico se halla en la mayor parte de los sistemas cerámicos actuales, ya que aumenta la viscosidad, sus cualidades de translucidez y el control de manipulación de las porcelanas, se funde el potasio, el caolín y el cuarzo a una temperatura entre 1250 y 1500° C transformándolos en vidrio. El feldespato de sodio disminuye la temperatura de fusión de la porcelana, pero no mejora sus propiedades ópticas de translucidez y es más difícil manipularlo. Fig. 6 Incrustación con porcelana feldespática



Fig. 6 Incrustación con porcelana feldespática

Los modificadores vítreos, los pigmentos, y los opacadores se añaden para controlar la temperatura de sinterización, el coeficiente de contracción térmica y la solubilidad. El cuarzo tiene un alto punto de fusión y sirve de estructura sobre la que otros ingredientes pueden acoplarse aumentando la resistencia de la porcelana. La alúmina aumenta la dureza y disminuye el coeficiente de expansión térmica de la porcelana, el caolín mejora el moldeamiento de la porcelana facilitando la estructura, por ser opaco hay que adicionarlo en pequeñas cantidades.

Estas porcelanas tiene unas propiedades mecánicas inferiores a los otros sistemas, así la resistencia a la compresión es de 170 MPa y la resistencia a la flexión es de 50 a 75 MPa, es por ello que requieren de un soporte metálico con el cual pueden llegar a obtener valores de resistencia a la flexión superiores a los 400 MPa. La dureza superficial alcanza los 460 KHN (la del esmalte es de 340 KHN). ^{(7), (8)}

3.2.- Optec HSP.

La Optec HSP es una porcelana feldespática reforzada con leucita, que es condensada y sinterizada como una porcelana aluminizada y feldespática tradicional. Contiene aproximadamente 55% de cristales de leucita en una matriz de vidrio. El gran contenido de leucita las hace más resistentes que las porcelanas feldespáticas convencionales. El tamaño de los cristales varía de 0.8 a 27.2 micrones, tamaños menores mejoran la disipación de la carga y aumentan la resistencia de la porcelana. La resistencia a la flexión es de 105 a 167MPa.

Sus principales ventajas son: ausencia de infraestructura metálica u opaca, buena traslucidez, moderada resistencia a la flexión y posibilidad de utilizarse sin equipamiento especial de laboratorio. Dentro de las desventajas están: la falta de precisión marginal por causa de la contracción durante el proceso de cocción. La utilización es para tratamientos de carillas, inlays, onlays y coronas sometidas a bajas tensiones (coronas anteriores).

Estas porcelanas deben cocerse utilizando un revestimiento especial (que sea inerte químicamente), el procedimiento es el siguiente: una vez efectuado el duplicado del muñón con ese revestimiento, se le someterá a un tratamiento térmico.

Sobre esté muñón se procede a modelar la porcelana que posteriormente se cocerá. Una vez enfriada, se elimina el revestimiento mediante arenado de partículas de coridón o también de plástico, quedando finalizada su elaboración. ^{(7), (8)}

3.3.- Optimal Pressable Ceramic (OPC).

La OPC es una porcelana prensada con elevado contenido de leucita, recomendada para restauraciones totalmente cerámicas tales como: carillas, coronas totales en dientes anteriores, premolares e, incrustaciones con o sin revestimiento de cúspides.

El procedimiento de laboratorio consiste en la realización de encerado convencional de las de las restauraciones. Los patrones de cera se incluyen en un revestimiento refractario especial, en un anillo conformado de papel. Los patrones de cera se queman en un horno convencional, las pastillas prefabricadas se colocan en el interior del molde y se llevan a un horno propio del sistema (Optimal autopress Unit) que inyecta la cerámica en el interior del molde bajo calor y presión.

Después de aplicar la presión, los moldes se enfrían a temperatura ambiente, el sprue se recorta y la desinclusión se realiza mediante la utilización del chorro de esferas de vidrio de 80 micrones a una presión de 40 Psi. Las restauraciones se adaptan a los modelos de trabajos y se caracterizan con diversas tonalidades, para después ser glaseadas. Pueden aplicarse porcelanas de cuerpo e incisales para completarlas. Las prótesis realizadas con el sistema presentan buena adaptación marginal y translucidez. Durante la cementación la porcelana debe ser previamente silanizada y cementada con cementos resinosos. ⁽⁷⁾

3.4.- Finesse All Ceramic.

Este sistema reúne las siguientes ventajas: alta resistencia del material de base totalmente cerámico, adaptación marginal, anatomía oclusal con la técnica de cera perdida y estética de la porcelana de baja fusión. Las restauraciones se fabrican con materiales totalmente cerámicos prensados y porcelanas de baja fusión. La cocción se realiza a baja temperatura de fusión. Lo que permite el uso de las propiedades de las partículas naturalmente opalescentes que podrían hacerse inestables en altas temperaturas.

Las características físicas de la cerámica para base, garantizan la uniformidad y promueve un alto grado de translucidez. La principal ventaja del sistema es permitir en los dientes posteriores, el contacto entre la restauración con recubrimiento oclusal y los dientes antagonistas naturales o con superficies restauradas, pues la porcelana de baja fusión presenta un desgaste superficial más compatible con los dientes naturales que los demás sistemas cerámicos existentes.

La cementación debe hacerse mediante la utilización de cementos resinosos y sistema adhesivo asociado a la silanización de la superficie interna de la restauración de cerámica pura. El sistema permite la realización de inlays, onlays, carillas y coronas totalmente cerámicas. ⁽⁷⁾

3.5.- IPS Empress.

El sistema IPS Empress se basa en la tradicional técnica de la cera perdida. Este material restaurador se compone de pastillas de cerámicas vitrificadas parcialmente preceramizadas por el fabricante y procesadas en laboratorio; consiste básicamente en una cerámica feldespática reforzada con cristales de leucita. En 1990 a partir de los trabajos de Schärer y Wohlwend, la compañía Ivoclar presentó este nuevo tipo de cerámica para la realización tanto de carillas, inlays, onlays así como de coronas completas (de dientes anteriores y posteriores siempre que se pueda asegurar el grosor necesario de porcelana). La fase cristalina consiste en cristales de leucita y la proporción de los mismos varía según se trate de un opacador (41.3 %) o de porcelana dentina (23.6 %).

La corona es encerada y se pone en revestimiento aglutinado por fosfato. El cilindro de papel se calienta en el horno hasta los 850° C. La pastilla de cerámica Empress se coloca en los émbolos de prensado, los cuales se elevan a una temperatura de 1150° C y se inyecta la cerámica en el interior del cilindro, posteriormente se deja enfriar y se desbasta (eliminar todas las partes duras y ásperas). Se ha visto que con la técnica de inyección a presión aumenta la resistencia, no sólo porque disminuye la microporosidad, sino porque también da lugar a una distribución más uniforme de los cristales de leucita en el interior de la matriz vítrea (126 MPa tras el colado) Además, las cocciones repetidas actúan a modo de tratamiento térmico aumentando el contenido en leucita, lo que redundará en una mejora de la resistencia (160-182 MPa cuando se ha realizado cofia y recubrimiento por capas).

Hay dos formas de obtener el color deseado: mediante maquillaje superficial que luego se recubrirá con porcelana para glaseado (el grosor del mismo será de 50 a 60 micrones) o mediante la técnica de capas. Fig. 7

En este último caso una vez que se ha modelado la corona en cera, se elimina la cantidad necesaria para conseguir el grosor de la porcelana de recubrimiento que proporcione el color y la translucidez deseada (la cofia deberá tener al menos 0.8 mm. De grosor).

El patrón de cera será colado siguiendo el mismo procedimiento y se caracterizará con diversas tonalidades del esmalte. La técnica de maquillaje superficial es la utilizada en, inlays, onlays y carillas. La técnica de capas es la preferida para coronas, sobre todo a nivel anterior, ya que hay mayores exigencias estéticas y nos permite conseguir el color desde las capas más profundas (para carillas deberíamos asegurar una profundidad de tallado de 1mm). Se ha visto que la resistencia a la compresión no se ve influida por la técnica de construcción de la corona

La translucidez conseguida por este sistema es buena, similar a las de la corona Optec, pero algo inferior a las coronas Dicor. El control del color y la estética mejoran considerablemente cuando se utiliza la técnica estratificada, la casa comercial dispone para ello de 27 colores distintos, a diferencia de la técnica de maquillaje para la cual solo dispone de cuatro opacidades.^{(7),(8),(9)}



Fig. 7 Carillas con sistema Empress

3.6.- IPS Empress II.

El sistema IPS Empress II consta de dos porcelanas: una cerámica feldespática de alta resistencia, inyectada a presión, para la confección de la cofia de la corona o de la estructura interna del puente; y otra cerámica feldespática de baja fusión para realizar el recubrimiento de la cofia mediante la técnica de capas. La composición de la cerámica del núcleo duro es la siguiente: un 57-80% de óxido de sílice, un 11-19% de óxido de litio, un 0-5% de óxido de aluminio y, el resto, óxidos de fósforo, potasio, sodio, calcio y flúor. Tras el tratamiento térmico se obtiene una porcelana cuyo contenido en cristales alcanza el 60%.

En ella se pueden distinguir dos fases, una formada por cristales de disilicatos de litio (0.5-5 micrones), y otra formada por cristales de ortofosfato de litio (0.1-0.3 micrones). Todo ello da lugar a una estructura con una resistencia a la flexión (350 MPa), la cual da una resistencia a la fractura elevada. Aunque sigue siendo inferior a la In-Ceram Alumina, supera claramente a la IPS Empress convencional (127-182 MPa). El desajuste marginal es de 70-90 micrones y tiene una dureza que casi duplica a la del esmalte.

Para realizar el colado se calienta la porcelana del núcleo hasta los 920° C y se inyecta a presión en el molde (técnica de cera perdida). Una vez obtenida la cofia, se recubre con la porcelana feldespática de muy baja fusión (se sinteriza a 800° C y se glasea a 760° C). Esta contiene un 10% de cristales de fluorapatita, lo que le da unas buenas propiedades ópticas (traslucidez, brillo y dispersión de la luz), su resistencia a la flexión se sitúa en los 80-120MPa, superior a la de las porcelanas aluminicas tradicionales.

Esta indicada para coronas unitarias y puentes de tres unidades, siempre y cuando el pilar distal sea cuando mucho el segundo premolar y el tramo edéntulo no supere los 9mm de longitud en el sector anterior y los 11mm en zonas de premolares. La preparación clínica de los pilares precisa una reducción axial de 1.5mm, de una reducción incisal u oclusal de 2mm y se realiza un chaflán de 1mm de profundidad. Como en otras preparaciones para porcelana deberán redondearse los ángulos y aristas y se dejarán las paredes axiales bastante paralelas. Se selecciona el color de la cofia (se puede optar entre cinco colores y dos opacidades). Las cofias deben tener un grosor de al menos 0.8mm. ^{(7), (8)}

Cuando se realicen puentes deberá darse suficiente grosor a los conectores para evitar las fracturas, este hecho limitará la estética y los casos en los que puedan utilizarse puentes totalmente cerámicos (porción anterior). Conviene recordar que la dimensión oclusolingival es más crítica que la vestibulo lingual ya que al fin y al cabo es la que se opone a las fuerzas oclusales. Por este motivo, antes de tomar la decisión de realizar un puente totalmente cerámico será necesario medir las dimensiones de la zona desdentada con ayuda de una regla milimetrada. ^{(7), (8)} Fig. 8.

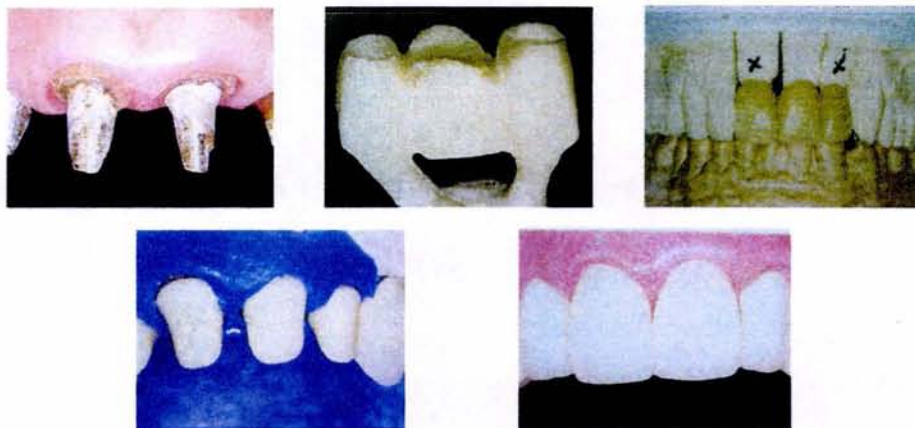


Fig. 8 Coronas con el sistema Empress II

3.7.- In-Ceram.

El In-Ceram puede usarse en coronas totalmente cerámicas, estructuras de prótesis parcial fija, inlays y onlays. Se presentan en tres formas: con alúmina, Spillen (una mezcla de alúmina con magnesio) o zirconio, lo que facilita la fabricación de estructuras de traslucidez variada por la utilización de diferentes técnicas.

El In-Ceram Alúmina tiene un gran contenido de alúmina, el tamaño de las partículas varía de 0.5 a 3.5 micrones, y una contracción de sinterización del 0.3%, lo que produce una microestructura controlada y organizada. El pequeño tamaño de las partículas asociado a la escasa contracción y al proceso simple de confección, produce una adecuada fidelidad marginal para coronas unitarias, con terminación marginal en hombro redondeado. Las coronas unitarias tienen una apertura marginal de 25 micrones mientras que las prótesis fijas de tres elementos tienen una apertura marginal de más o menos 58 micrones.

Este material se desarrollo en Francia por medio de los estudios Mickaël Sadoun, y consiste en la duplicación de los modelos de trabajo con yeso especial y un molde, para la confección de la infraestructura. Esta técnica vino de la industria de manufactura de cerámicas y usa un proceso denominado slip casting.

Mediante este método, el polvo cerámico de finas partículas con elevado contenido de alúmina se mezcla con un líquido especial y se aplica una capa sobre el modelo duplicado bajo la acción de la capilaridad; la humedad se absorbe, aglomera las partículas sobre el modelo, y forma una estructura firme y densa. Esta estructura se esculpe y se sinteriza en un horno especial a una temperatura de 1.140° C, en un ciclo de 11 horas.

Las partículas se funden y producen una estructura cristalina organizada, el elevado contenido de alúmina le confiere un aspecto opaco blanco a la infraestructura y con baja resistencia.

Mediante una segunda cocción, a 1.100° C por 3 a 5 horas, la estructura de óxido de aluminio se sinteriza y se infiltra con vidrio fundido, obteniéndose una gran resistencia y volviéndose traslúcida, sobre esta estructura se aplica de forma convencional la masa de cuerpo de la dentina y del esmalte. Se indica para coronas unitarias anteriores y posteriores y prótesis parciales fijas de tres elementos anteriores.

El In-Ceram Spinell utiliza una mezcla de alúmina y magnesio y tiene que ser sinterizada en ambiente de vacío. Tiene el doble de traslucidez que In-Ceram Alúmina, por que el índice de refracción de su base cristalina se aproxima más al del vidrio y su infiltración al vacío resulta en menos porosidad.

El In-Ceram Spinell es por lo tanto, indicado en situaciones en las que se desea obtener la máxima traslucidez de la estructura.

El In-Ceram Alúmina tiene una resistencia ala flexión de 300MPa a 600MPa mientras que el In-Ceram Spinell se recomienda, por lo tanto, solo para carillas, coronas unitarias anteriores, inlays onlays.

El In-Ceram Zirconio promueve una mezcla de óxido de zirconio y óxido de alúmina como material para la realización de la infraestructura, lo que posibilita la obtención de un aumento de la tensión y elevación de la resistencia a la flexión mientras mantiene los procedimientos de infiltración de vidrio fundido en el interior de la estructura.

El óxido de aluminio constituye aproximadamente el 67% de la estructura cristalina; lo restante de la estructura se forma con óxido de zirconio tetragonal. La proporción de la fase vítrea es aproximadamente de 20 al 25% de la estructura cristalina.

El aumento de la resistencia se obtiene por la incorporación de partículas de óxido de zirconio, que posee uno de los más altos valores de tensión entre los materiales cerámicos, lo que aumenta la resistencia del material a la propagación de fisuras.

Utilizamos los cilindros prefabricados de Nobel Biocare, denominados Ceradapt, que también se confeccionan de porcelana aluminica. El In-Ceram Zirconio se indica para coronas unitarias posteriores, prótesis fijas de tres elementos, incluidas áreas posteriores sobre dientes naturales e implantes.

El acondicionamiento convencional con ácido fluorhídrico no es posible con el In-Ceram a causa de la mínima fase vítrea que estos materiales presentan. Los cementos de ionómero vítreo y de fosfato de zinc son los que el fabricante indica, y pueden usarse cementos resinosos acompañados de tratamientos específicos y silanización de la superficie interna de las coronas.^{(7), (8), (10)}

3.8.- Vitapress.

El Vitapress es un sistema que utiliza el principio de la cera pérdida, sin necesidad de la utilización de equipos especiales para la obtención de las restauraciones. El trabajo se realiza con los equipos de laboratorio convencionales, para la elaboración de prótesis metalocerámicas y porcelanas feldespáticas.

Los procedimientos consisten en la obtención de modelos de trabajo de yeso y confección de patrones de cera convencional. Este patrón de cera se introduce en un cilindro para duplicación con masa de revestimientos, por medio del principio de la mufla y contramufla que se utiliza en los procesamientos de prótesis acrílicas, después de eliminar la cera se aplica la porcelana de forma incremental con caracterización cromal de las porciones de la dentina y del esmalte. Después de completar la aplicación el conjunto se lleva al horno convencional de porcelana y la temperatura es elevada.

Al comenzar el proceso de enfriamiento, el conjunto se mantiene en posición con ayuda de un vástago específico del sistema, lo que mantiene su estabilidad dimensional. Posteriormente se retira el revestimiento y se limpia la pieza protésica con chorros abrasivos.

La gran dureza superficial obtenida resulta de la granulometría especialmente fina del VITA OMEGA 900, con comportamiento favorable para los dientes antagonistas, y presenta una superficie homogénea y lisa. Su uso se restringe a restauraciones inlays, onlays y carillas. La cementación debe realizarse con cemento resinoso y sistemas adhesivos para cerámica.⁽⁷⁾

3.9.- Cerec II.

El sistema Cerec aplica el diseño computarizado (CAD) y se fabrica con ayuda de la computadora (CAM), para un abordaje restaurador en el consultorio. Mediante el uso de una micro-cámara para hacer la impresión óptica de la preparación directamente de la boca del paciente en el que la operación CAD se realiza.

Los datos se transmiten a una estación central CAM para confeccionar la restauración. La impresión óptica exige que todas las partes de interés de la preparación sean claramente visibles por la cabeza de la micro-cámara rastreadora, cuando se orienta a lo largo del eje de inserción de la restauración. La detección óptica proporciona una resolución de 25 micrones para el Cerec II en los tres ejes de evaluación. Este sistema se indica para inlays, onlays y carillas.

Se utilizan bloques de cerámica industrializados y prefabricados Vita MKII (Vita Cerec blocks) y Dicor MGC (Dicor Cerec block), que se desgastan con discos y puntas diamantadas en 6 ejes de desgaste. Mediante softwares se realizan desgastes oclusales a groso modo. El contorno y el refinamiento de la anatomía oclusal deben realizarse en la boca con piedras diamantadas para terminación y pulidas con discos flexibles y gomas diamantadas. El sistema requiere profesionales habilidosos y con bastante práctica para obtener resultados clínicos satisfactorios. ^{(7), (8)}

3.10.- Procera.

Procera All Ceram fue desarrollado por Andersson y Oden en 1993, era fabricado por Nobel Biocare USA, Inc, y es el más reciente de los sistemas exclusivamente cerámicos. Es un sistema que utiliza el proceso industrial computarizado asistido por un ordenador Computer Aided Design/ Computer Assisted Machinig (CAD/CAM) para restauraciones dentales. El sistema Procera se utilizó inicialmente en la fabricación de coronas y prótesis parciales combinadas con una infraestructura de titanio recubierta de porcelanas de baja fusión. Desde entonces se ha modificado el aparato para poder usar una cofia de alúmina de gran pureza y densamente sinterizada con una porcelana de revestimiento compatible para elaborar restauraciones totalmente cerámicas. Esta tecnología ha sido usada para producir coronas totalmente cerámicas.

Estas coronas se componen de una estructura de óxido de aluminio altamente purificada y densamente sinterizada, completada con la utilización de una porcelana de baja fusión específica para recubrimiento.

Los procedimientos consisten básicamente en la obtención de la impresión con las técnicas convencionales y la confección de los modelos de yeso. El troquel debe realizarse para permitir que la preparación pase por el escáner en el Procera Scanner, el cual "lee" el troquel de yeso piedra en una unidad especializada que procesa los datos y crea una imagen transversal bidimensional o una imagen tridimensional en una pantalla de ordenador. El troquel se posiciona en una plataforma giratoria que da vueltas de 360°.

Una sonda con punta esférica de zafiro realiza, a partir de la línea de terminación, una recolección de datos, en la que después de completarse cada vuelta la sonda se eleva automáticamente 200 micrones de forma continua, para hacer un mapa de todo el contorno de la superficie de la preparación.

Posteriormente se crea el espesor de la estructura que será fabricada. El valor promedio utilizado es de 600 micrones, pero puede ser modificado. El ángulo de perfil de emergencia de la estructura para el diente se selecciona y el espacio para el agente de cementación se establece automáticamente. La información digital (aproximadamente 50000 puntos de datos) se envía al laboratorio dental Procera Scaniviken en Estocolmo Suecia, a través de un enlace de comunicación, en el cual se realiza una infraestructura compuesta por óxido de aluminio con el 99.5% de pureza, con tamaño de partículas de más o menos 4 micrones, la resistencia de este material cerámico es superior a la de todos los materiales cerámicos utilizados en odontología.

Sobre esa superficie se aplica una porcelana de baja fusión (All Ceram Porcelain Ducera), con la técnica de estratificación. Su uso se recomienda para coronas unitarias y su cementación puede hacerse con cementos convencionales como el fosfato de zinc, ionómero de vidrio.

Nuevos programas de informática permiten actualmente, la ampliación de su uso para la confección de carillas y pilares individuales para prótesis sobre implantes oseointegrados.

Por causa de la alta densidad natural de la estructura de alúmina, no se puede utilizar la técnica tradicional de condicionamiento ácido y silanización.

Sin embargo si la altura de la preparación se redujese, con márgenes supragingivales y con posibilidad de aislamiento, los cementos resinosos adhesivos pueden ser utilizados.

Sin necesidad de tratamiento de la superficie interna de las coronas los cementos resinosos, además de la adhesión, posibilitan cambios cromáticos intrínsecos, mediante el uso de modificadores del color debido a la translucidez del material. (7), (8), (10)

Capítulo 4

Características del cerómero Targis-Vectris.

4.1.- Descripción.

Los cerómeros (Ceramic Optimized Polimers/ Polímero Optimizado con Cerámica) son una combinación específica de la última tecnología en relleno cerámico y la química de polímeros avanzada que proporciona una mejor función y una estética mejorada. Están compuestos de un relleno de partículas cerámicas finas tridimensionales, especialmente desarrolladas y homogeneizada de tamaño micrónico, empaquetado densamente (aproximadamente el 80% en peso) y embebidas en una matriz orgánica avanzada, con un óptimo potencial para polimerizar por luz y calor. Mientras algunas resinas convencionales de composite contienen solo moléculas bifuncionales de Bis-GMA, un cerómero es considerablemente más complejo, ya que contiene grupos polifuncionales. Tales configuraciones proporcionan el potencial para crear un entrecruzamiento de mayor nivel y una mayor conversión de enlaces dobles, lo que da como resultado una mayor resistencia del material. ^{(11), (12)}

Debido a su composición y estructura, los cerómeros combinan las ventajas de las cerámicas con la tecnología de resinas compuestas de última generación. La fase cerámica (inorgánica) del material aporta las cualidades de estética duradera, resistencia a la abrasión y la alta estabilidad.

La fase de resina (orgánica) del material determina una mayor capacidad de pulido, el bajo grado de fragilidad, una menor susceptibilidad a la fractura, así como la facilidad para el ajuste final y las posibles reparaciones en clínica.

Los cerómeros están clasificados como un tipo de restauración conservadora, dado que refuerzan la estructura dental restante a través del cementado adhesivo con la nueva generación de cementos de resina y sistemas adhesivos dentales.

Este material llamado Targis, elaborado con un cerómero es el resultado de la combinación de partículas sólidas (relleno) y una resina (matriz).

El relleno es un material cerómero que posee un gran contenido de relleno inorgánico (80% en peso, 68% en volumen) la composición del relleno (sílice altamente dispersa, relleno de cristal de bario silanizado y óxido mixto silanizado) y la forma y tamaño de las partículas (entre 30 nanómetros y 1 micrón) contribuyen a sus propiedades ópticas, a su excelente pulido y a su suavidad superficial.

El componente de resina (matriz) asegura la unión entre los diferentes rellenos inorgánicos silanizados. La adhesión entre la restauración y el diente preparado protésicamente es posible gracias a los radicales libres existentes.^{(12), (13)} Fig. 9 Incrustación con cerómero Targis

La tecnología de los composites reforzados con fibras (CRF) han sido empleados desde hace tiempo en ingeniería y en las industrias naval y aeronáutica.

En odontología la razón fundamental para el empleo de CRF es combinar materiales diferentes para obtener propiedades superiores y conseguir una mayor sinergia.

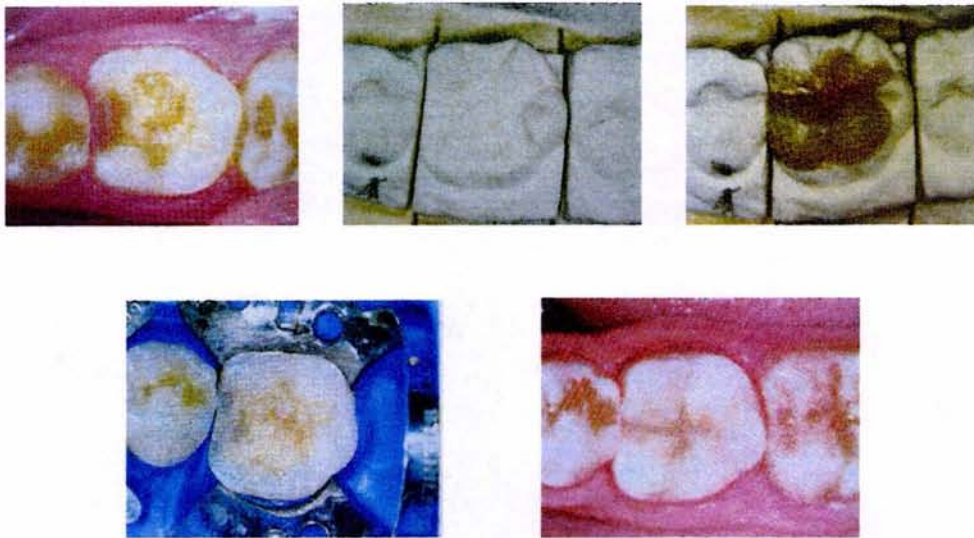


Fig. 9 Incrustación con cerómero Targis

El material CRF incluye varias capas de fibra de vidrio homogénea impregnadas y unidas a los haces de fibras orientados uniaxialmente. Estas fibras de vidrio silanizadas están reforzadas durante su fabricación mediante la infusión del mismo tipo de matriz polimérica utilizada en la fabricación del Targis, el material de facetas de cerómero.

Esta avanzada tecnología permite el diseño de estructuras altamente funcionales, sin metal, para puentes anteriores y posteriores, además de restauraciones de recubrimiento total.^{(7),(11),(13)}

Vectris es un material de color dental fotopolimerizable, construido con tecnología CRF que sirve como estructura para el sistema Targis.

La composición y los tonos de Vectris están coordinados idóneamente con la dentición natural y el material de facetas Targis. Estas propiedades aseguran restauraciones estéticas muy reales que superan a sus oponentes metálicas.

Estos nuevos materiales permiten que la luz pase a través de la restauración y como resultado de su translucidez, realza sus características ópticas. A diferencia del metal, Vectris presenta una elasticidad semejante a la dentina.

Esta característica cuenta para el efecto positivo en la distribución de las tensiones dentro del propio material, y en los dientes pilares, durante la masticación, así como en la estabilidad subsiguiente al cementado de la restauración. Vectris incluye tres componentes distintos:

Vectris Single: cofias de metal; coronas de recubrimiento total unitarias y para incrustaciones fabricadas con CRF.

Vectris Pontic: restauraciones de varias unidades que requieran Vectris Pontic. La resistencia y la rigidez del pónico vienen dadas por el denso empaquetamiento de las fibras de vidrio, que se obtienen mediante un proceso de inmersión profunda adecuado.

Vectris Frame. Este componente tiene una estructura similar a la del Vectris Single y se emplea como capa final de CRF en restauraciones de varias unidades. ^{(11), (13), (14)}

4.2.- Propiedades físicas.

Una comparación de las propiedades físicas de los cerómeros con los tejidos dentales duros, resinas compuestas, aleaciones y cerámicas permite a los clínicos clasificar el material de modo más eficiente. El análisis de los datos físicos muestra características claves del material. Debido a su módulo de elasticidad, que es similar a la dentina (12000 MPa) este material presenta una gran resistencia a la distorsión. Dado que la distorsión bajo carga oclusal es una de las principales causas de fracasos y fracturas de las restauraciones, para las técnicas de restauraciones tipo onlay e inlay es necesario un elevado módulo de elasticidad. Además como resultado de las microdistorsiones causadas al diente por la función, la elección de un material con características similares a la dentina es un factor que contribuye a la longevidad de la restauración. ^{(7), (12)}

Como resultado de su resistencia a la flexión de 160 MPa, que es significativamente mayor a la de las cerámicas convencionales, el cerómero es resistente a la fractura. Esta propiedad específica del material requiere sólo un mínimo de espesor en el área del istmo cuando se compara con las incrustaciones de resina.

Por tanto, las preparaciones pueden ser más conservadoras. Además una abrasión de 10 micrones o menos, ligeramente mayor que la del diente natural, es una importante característica en los procesos de envejecimiento y desgaste.

La radiopacidad del cerómero es de 250 Al, mayor que la de los tejidos dentales duros, por lo tanto es posible el control radiográfico de los inlays y onlays adheridos.

A continuación se muestra una tabla mostrando las propiedades físicas de Targis. Fig. 10, 11,12

Fig.10

Resistencia a la flexión	160MPa(+/-10)
Módulo de elasticidad	12000 MPa
Dureza (Vickers)	775
Desgaste anual	10 Micras
Radiopacidad	250 AI

Comparación con diversas estructuras.

Fig. 11

Dureza Vikers	
Targis	775
Esmalte	2.000/4500
Dentina	600/800

Fig. 12

Resistencia a la flexión	
Composite	40/80 MPa
Céramica	80 MPa
Targis	160 MPa
Empress	250 MPa
Módulo de elasticidad	
Esmalte	20000/60000MPa
Dentina	12000 /20000 MPa
Targis	12000 MPa
Vectris	16000 MPa
Aleación metálica	200000 MPa

4.3.- Indicaciones y contraindicaciones.

El cerómero (Targis) y el sistema CRF (Vectris) usados conjuntamente están indicados principalmente para:

- Restauraciones de varias unidades limitadas al espacio de un pónico (un tramo de 20mm) entre pilares.
- Restauraciones unitarias de recubrimiento total sin metal.
- Sobreestructuras para implantes sin metal.
- Onlays seleccionados,

El material cerómero Targis se usa independientemente para:

- Coronas Jackets
- Coronas telescópicas
- Incrustaciones

O puede unirse a subestructuras metálicas usando Targis Link para:

- Restauraciones de una o varias unidades reforzadas con metal.
- Sobreestructuras para implantes reforzadas con metal.^{(11),(13),(14)}

Cuando se utiliza una técnica de unión adhesiva, es obligatorio el aislamiento del campo operatorio. La combinación del nuevo cerómero con CRF está contraindicada cuando los márgenes de la preparación sean subgingivales e impidan el adecuado aislamiento.

El puente sobre incrustaciones empleando dientes razonablemente sanos como pilares es una indicación clínica que merece especial consideración.

4.4.- Procedimiento clínico.

Con el fin de reducir riesgos de fractura del material, aún cuando posteriormente será adherido al sustrato el clínico debe respetar unos principios mecánicos a la hora de preparar los dientes para las nuevas restauraciones. Fig. 13

Para la elaboración de incrustaciones, los principios son los siguientes:

- Evite ángulos agudos (90°). Ya que aumenta el riesgo de fractura
- Evite el istmo estrecho (menos de 1.5mm) en las preparaciones para inlays.
- Evite poca profundidad en áreas oclusales (menos de 1.5mm).
- Los márgenes oclusales deberán determinarse de acuerdo con los contactos oclusales. Los márgenes deberán quedar fuera de impactos oclusales.
- Evite los chaflanes en los límites. La superficie de la preparación no debe ser demasiado lisa; debe evitarse utilizando unas fresas diamantadas de grano muy fino.
- Evite usar gomas de sílice para pulir la cavidad o los márgenes.
- Los márgenes deberían mantenerse gingivales o supragingivales.
- Las paredes axiales de la cavidad deberían ser ligeramente divergentes (8°) para facilitar la inserción y la retirada de la restauración.
- Deben evitarse áreas retentivas o eliminarlas si se han producido.

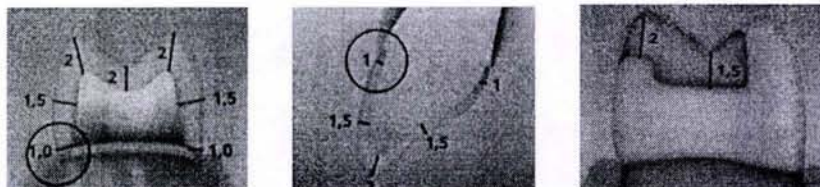


Fig. 13 Procedimientos clínicos

En la elaboración de puentes de tres unidades los principios son los siguientes: Fig. 14, 15

- Deben evitarse los ángulos y márgenes internos marcados (90°). Los ángulos diedros interiores redondeados facilitan la colocación y reducen la concentración de tensión en la restauración.
- Deben evitarse los socavados.
- Las cajas proximales deberán prepararse con ángulos cavo-superficiales entre 60° y 80° para optimizar el grabado ácido. Debería llevarse a cabo, idealmente una preparación en chamfer profundo o en hombro de 1mm a 1.5mm con una angulación de 90° a 120° . Deberán evitarse los hombros biselados o los filos de cuchillo.
- La profundidad de reducción mínima en el área de la fisura debe ser 1.5mm. la profundidad de la pared istmo-pulpar requiere la misma dimensión.
- Debido al grosor del pónico de Vectris y al material Targis combinados, debe procurarse espacio adicional para conseguir la estética óptima y la resistencia intracoronal en el área de la fisura.
- Los premolares requieren una anchura del istmo de 1.5mm a 2mm y los molares una anchura del istmo de 2.5mm a 3mm.
- El espacio entre la pared pulpar de la cavidad y la fosa fisura más profunda deberá ser de 2mm a 2.5mm dejado suficiente espacio para la subestructura de Vectris y el material de recubrimiento Targis.
- La reducción ocluso cervical de las cajas proximales deberá aumentarse con objeto de mejorar la estabilidad de la restauración reduciendo los movimientos rotatorios inducidos por la tensión oclusal generada en los pónicos.

- Generalmente la línea de acabado próximo-cervical en las preparaciones deberá mantenerse de 1mm a 1.5mm de la unión amelocementaria.^{(11), (12)}

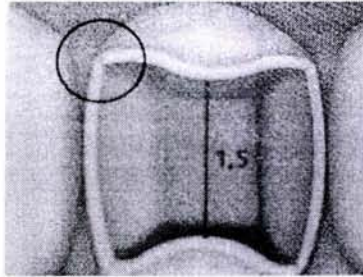


Fig.14 Principios mecánicos para el sistema Targis Vectris

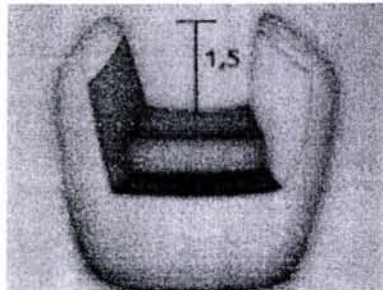


Fig 15 principios mecánicos para el sistema Targis Vectris

4.5.- Procedimiento de laboratorio.

Posteriormente a la obtención de un positivo de yeso de los modelos a restaurar, se preparan los modelos maestros y se delimitan con un lápiz del 0.5mm. Se aplican una capa de cera líquida a modo de aislar el modelo de trabajo con el material restaurador. Se aplica una capa de Targis Base a toda la preparación, con el objetivo de incrementar la adhesión y de incrementar las cualidades ópticas. ⁽¹²⁾

La estratificación de las diferentes capas de dentina de mayor a menor saturación se obtiene en la superficie de este estrato de conexión que ha sido fotopolimerizado durante 20 segundos. Este material semejante a la dentina se maquillará con el material para esmalte incisal. Las caracterizaciones que se requieran se obtiene usando varios tintes. ⁽¹²⁾

Para mantener el modelado, las distintas capas de Targis se prepolimerizan con Targis Quick durante 10 segundos. Una vez acabada la reconstrucción se aplica el gel de glicerina en la superficie externa de la misma, de esta forma se elimina la formación de la capa inhibida por el oxígeno durante la polimerización. La restauración protegida por glicerina se coloca en la unidad de fotopolimerización especial (Targis Power), en este horno se combinan la termopolimerización y la fotopolimerización para aumentar el grado de polimerización del material. ⁽¹²⁾ Fig 16



Fig. 16 procedimiento de laboratorio para restauraciones Targis

Sin embargo, las propiedades mecánicas del material son un 30% más altas que las de un composite similar que solo se hubiese fotopolimerizado. No hay cambios dimensionales debidos al aumento de la temperatura. Este procedimiento automatizado se efectúa en 25 minutos aproximadamente.

Para la fabricación de la estructura Vectris el procedimiento es el siguiente:

El pónico tipo viga se encera entre los dos pilares del modelo. Se moldea una llave de silicona alrededor de la viga y se retira la cera. El Vectris Pontic se coloca en la apertura oclusal de la llave de silicona, de acuerdo con cada circunstancia específica y con la relación de mordida. El proceso combina vacío, presión y luz con lo más actual, el sistema es modelado intenso específico (Vectris VS-1) produce una estructura sin burbujas altamente precisa. A continuación se aplica Vectris Frame, consiguiendo una unión duradera entre los pilares y el pónico. La adaptación de la estructura reforzada con fibras y su polimerización se consigue con un conformador de estructuras específico (Vectris VS-1). La subestructura puede ser recortada como convenga para conseguir el espacio suficiente para la estética del área cervical. ⁽¹¹⁾ Fig. 17

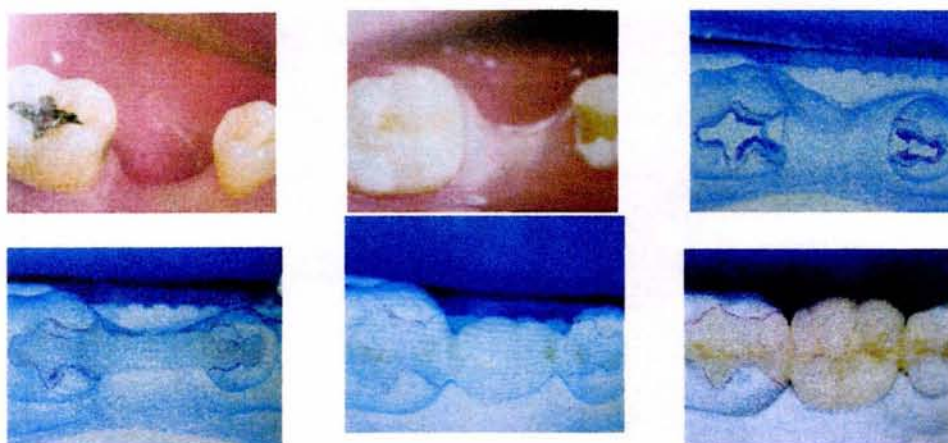


Fig. 17 Procedimiento de laboratorio para restauraciones Targis Vectris

El Targis Base translúcido se aplica a la subestructura de Vectris para establecer una unión química correcta. Entonces se reconstruye el puente, capa por capa, utilizando los materiales con las consistencias adecuadas. Cada capa se fotopolimeriza con la luz del aparato Targis Quick. La caracterización individual, y las tinciones externas e internas aportarán las características naturales, sus peculiaridades, y la estética.

Con objeto de obtener la polimerización por luz y calor óptima del cerómero, se utiliza durante la fase final una unidad de polimerización especialmente diseñada (Targis-Power)

4.6.- Cementado.

En el cementado de las restauraciones se recomienda la utilización de cementos resinoso Variolink II (Vivadent Schaan Liechtenstein).

Después de la retirada de la restauración provisional acrílica y la colocación de dique de hule para su aislamiento total, las preparaciones protésicas deben de ser limpiadas con ayuda de un algodón humedecido con clorhexidina al 2% durante 30 segundos. Para poder acondicionar la dentina y el esmalte es necesario que este completamente seca la cavidad. Se aplica un gel de ácido ortofosfórico al 37% durante 30 segundos y se realiza un lavado de la cavidad durante 10 segundos, con el objetivo de retirar todos los residuos del gel, pudiéndose dejar una humedad relativa. Posteriormente se aplica una capa de adhesivo (Syntac Vivadent Schaan Liechtenstein) y se deja polimerizar durante 20 segundos. ^{(11), (12)}

Las superficies internas de las restauraciones deben ser arenadas ligeramente con óxido de aluminio de 50 micras, (se obtiene una mejor adhesión al esmalte y la dentina), se limpian y se secan durante 20 segundos. Posteriormente se aplica una capa de silano (Monobond-S). ^{(11), (12), (13)}

El cemento Variolink II se aplica en la cavidad colocando la restauración y presionándolo firmemente en su posición correcta. Durante este paso, el excedente de cemento puede ser retirado mediante la utilización de un explorador o pincel (para las áreas interproximales se puede usar hilo dental). La polimerización debe hacerse con luz halógena durante el tiempo que recomiende el fabricante, y debe de realizarse desde diferentes ángulos logrando así una contracción uniforme del cemento.

Antes de iniciar el acabado, los márgenes de la restauración deben sellarse para reducir los posibles defectos en el área marginal. Este paso post-cementado es esencial para reforzar el sellado de la restauración de composite.

Tras acondicionar con ácido fosfórico durante 10 segundos los márgenes de la restauración, previo lavado y secado, se aplica una capa de adhesivo Syntac en los márgenes, y se polimeriza durante 30 segundos. ^{(11), (12)}

El acabado y el ajuste oclusal son llevados a cabo con una fresa de fisura de carburo de tungsteno de doce cortes (7901 y 7604). Para refinar y pulir la restauración debemos utilizar instrumentos de pulido de goma (Politip Finishers y Polishers). ⁽¹⁴⁾

Pueden existir muchos otros factores involucrados en el mecanismo del desgaste dental, se ha observado una asociación entre el aumento del grado de desgaste dental y un tiempo de resistencia oclusal más largo, y se desconoce si estos hallazgos son una causa o un efecto. No obstante, debe resaltarse que en la mayoría de los casos de desgaste dental avanzado, existen diversos factores causales involucrados.

Estos producen desgaste de varios tipos, originando diversos cuadros clínicos, que se han denominado atrición, abrasión, erosión o perimilosis, pero que ha menudo son combinaciones de estos fenómenos.

No puede indicarse recomendaciones generales sobre el tipo de restauración a elegir en cada situación de desgaste dental excesivo. La elección de la restauración debe depender del grado de desgaste, así como de los factores que contribuyen al estado de desgaste. En personas anoréxicas o bulímicas, en las que la pérdida de sustancia dental dura se limita principalmente a las superficies palatinas de los incisivos superiores y se conserva un borde de esmalte en la zona gingival, deben elegirse carillas de porcelana palato-incisales. Fig. 18



Fig. 18 Desgaste dental

Capítulo 5

Desgaste de los materiales de restauración.

Los dientes, las restauraciones y las mucosas que cubren la cavidad bucal, están en movimientos relativos, constantes y sometidos a desgaste.

Al estudiar los procesos de desgaste de los dientes y los materiales de restauración, sería útil utilizar una terminología común en el comentario de los problemas clínicos y los resultados científicos dentro de este campo. Para establecer una terminología de estudios científicos del desgaste, también sería aconsejable aceptar términos de la ciencia del desgaste o tribología, que se define como la ciencia y la tecnología relacionadas con superficies en interacción en movimiento relativo. De igual manera se define al desgaste como: el daño a una superficie sólida, generalmente con pérdida progresiva de sustancia debido al movimiento relativo entre la superficie y el elemento de contacto.

A menudo se ha hecho referencia a la correlación entre el bruxismo y el desgaste dental. El bruxismo se ha definido como el rechinar no intencionado de los dientes, y puede producirse tanto de día como de noche.

⁽⁵⁾ La pérdida vertical normal de esmalte se ha estimado en cerca de 65 micras/año, pero esta cifra es elevada en 3-4 veces en el bruxismo. El tiempo total de contacto entre las superficies dentales oclusivas, es probablemente el factor más importante del desarrollo del desgaste de las superficies incisivas y oclusales de los dientes.

De igual forma se prevé que la fuerza de mordida sea también un factor importante en el desarrollo del desgaste dentario en la cavidad bucal.

De esta forma puede retrasarse al menos el recubrimiento total, y quizá evitarla. La elección del tipo de corona completa también depende de los factores contributivos y el grado de desgaste. Si el desgaste es principalmente corrosivo y se limita a los dientes anteriores, puede elegirse coronas de cerámica. Si la causa es fundamentalmente el bruxismo, deberán utilizarse coronas de cerámica-metal cuando existan necesidades estéticas. En caso contrario, probablemente deberían elegirse restauraciones de oro para evitar fracturas del material cerámico. ⁽¹⁵⁾

El desgaste de los materiales de obturación directa como los composites y la amalgama, han sido estudiados extensamente en los últimos 10 años, tanto *in vitro* como *in vivo*. ⁽¹⁶⁾ Se han propuesto diversas pruebas normalizadas pero no se ha aceptado ninguna como válida para todos los tipos de materiales. Se suele aceptar que el desgaste de los materiales en la boca es probablemente un proceso más complejo que el desgaste de la propia sustancia dental.

Aunque los materiales protésicos no se han estudiado con el mismo interés, también puede aplicarse varias observaciones a partir de estudios de los materiales de obturación directa a los tipos relacionados de materiales utilizados en las restauraciones indirectas.

Se han realizado varios estudios de materiales protésicos que indican que las variaciones individuales en la masticación, el bruxismo, la dieta, la composición y el flujo de la saliva, tienen el mismo efecto de confusión sobre los resultados que el observado con los materiales de obturación directa.

Sin embargo, las determinaciones del desgaste utilizando como modelo a varios sujetos con bruxismo han demostrado que debería ser posible clasificar la resistencia al desgaste de los diferentes materiales de una forma que sea válida para una población más general. ⁽⁵⁾

En general, la pérdida de sustancia de la superficie de los materiales se produce por las mismas razones y por los mismos mecanismos que el desgaste de la sustancia dental. La importancia de los diversos factores que contribuyen al desgaste puede ser diferente. El proceso de desgaste resulta afectado por factores como el tipo y el grado de estrés mecánico, el estrés por cambios de temperatura, la acidez del medio, la composición la lubricación y la capacidad amortiguadora de la saliva.

El grado de pérdida de sustancia y el tipo predominante de desgaste son específicos de cada tipo de material y dependen de sus propiedades fisicoquímicas y de su estructura. Se considera que la dureza es, a menudo la propiedad más importante de un material.

5.1.- Metales.

Los metales o aleaciones utilizadas en la boca suelen ser materiales fuertes y densos con un grado variable de maleabilidad y capacidad de sufrir deformación. Estas son importantes propiedades para el tipo y la intensidad de desgaste. Las deformaciones elásticas y plásticas de una superficie absorben gran parte de la energía transmitida. ⁽¹⁶⁾

Las aleaciones de modelos dentales se clasifican tradicionalmente en las clases I a la IV en función de su dureza. Se cree que esto corresponde a un aumento de la resistencia y a una reducción de la ductilidad. El desarrollo de nuevas aleaciones de la clase IV durante la última década ha dado lugar a aleaciones con una deformación plástica en condiciones homogeneizadas y de endurecimiento por encima de los requisitos para las aleaciones de clase III. Así, la selección de una aleación no debe basarse únicamente en esta clasificación. ⁽¹⁶⁾ Fig.19

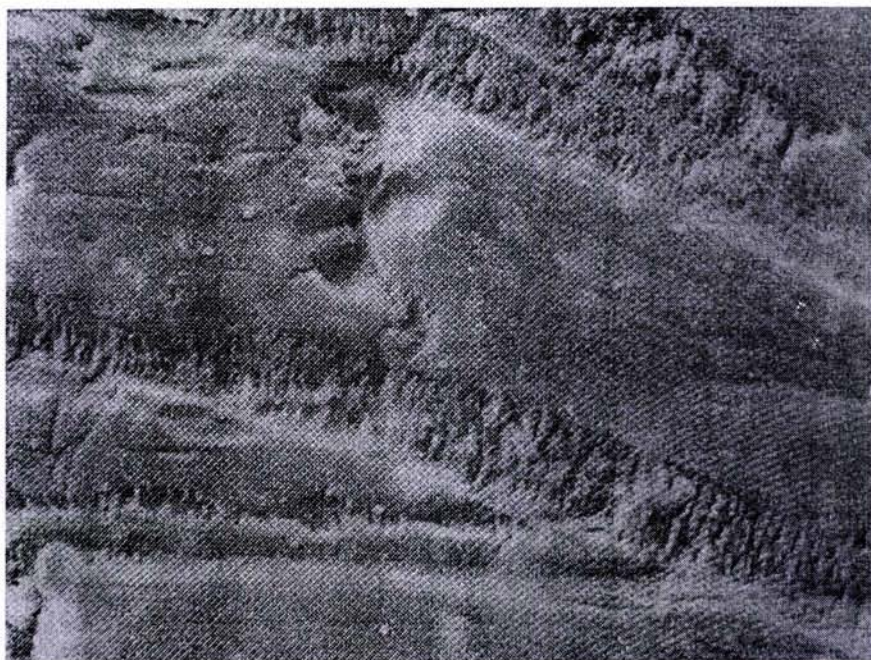


Fig. 19 Vista macroscópica del desgaste de la superficie metálica

El patrón de desgaste observado en las aleaciones a base de oro es predominantemente abrasivo. La característica típica es la formación de surcos, y en ocasiones se produce una deformación plástica considerable que culmina en fractura. Los defectos de la superficie también pueden ser estar causados por desgaste adhesivo o desconchamiento (separación de escamas o astillas de la superficie).

Se han sugerido las aleaciones a base de metal, ya que son muy resistentes al desgaste debido a su alto grado de dureza y a su resistencia extrema. También son rígidas debido a un elevado módulo de elasticidad, por lo que tienden a mostrar un comportamiento quebradizo. También puede ser importante una propiedad conocida como resistencia a la fractura (factor de intensidad de estrés, en el que una grieta se propagará y causará una fractura).

Cuanto mayor sea la resistencia a la fractura, más difícil será el inicio y la propagación de una fractura, y por lo tanto, la separación de fragmentos del material de su superficie por la propagación de grietas. Algunas observaciones clínicas indican que el tipo de desgaste más característico en las aleaciones con elevada resistencia y módulo de elasticidad, es la fatiga.
(15)

Las propiedades de corrosión de una aleación son importantes. Los productos de corrosión pueden debilitar la superficie o reaccionar con el medio circundante y contribuir a un desgaste aún mayor. La corrosión también puede alterar la tensión superficial de la aleación, y así modificar el efecto húmedo y lubricante de la saliva.⁽¹⁶⁾

5.2.- Cerámica.

Los materiales de cerámica dentales tradicionales son materiales duros con una resistencia compresiva elevada pero con una resistencia a la flexión baja. Son frágiles, y la separación de sustancia de la superficie depende de la resistencia a la fractura y de la propagación de grietas. Dado que las grietas se inician a partir de defectos en la superficie o desde el interior del material, la estructura y la homogeneidad de la cerámica, dependiendo de una condensación y ajuste correctos, son fundamentales no sólo para la fractura, sino también para el desgaste. El patrón de desgaste en los estudios clínicos de los materiales de cerámica es principalmente un desgaste de tipo fatiga con fractura de pequeñas partículas de la superficie. También pueden observarse líneas de desgaste, especialmente a lo largo del borde de una cara de desgaste. Esto indica que las partículas separadas de la superficie actúan como agente abrasivo, al menos en desgaste inicial. El desgaste es mucho más intenso alrededor de los defectos, que en otras zonas del área de contacto. ⁽¹⁵⁾ Fig.20

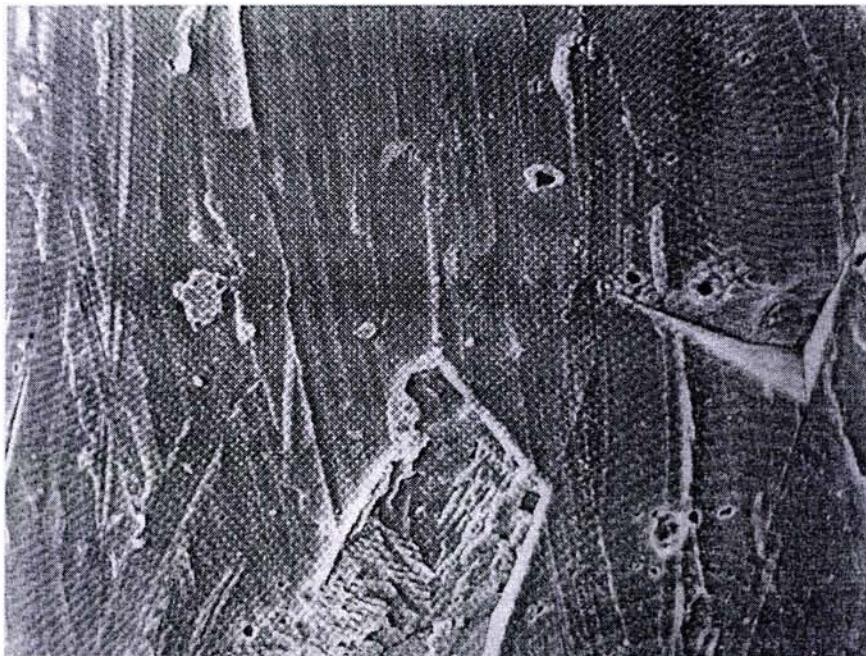


Fig. 20 Vista macroscópica del desgaste en cerámica

Los estudios clínicos han demostrado una tendencia a un auto-pulimentado de las facetas de desgaste en las situaciones de contacto cerámica-cerámica. El examen microscópico de esta superficie muestra múltiples fracturas pequeñas que indican que las partículas que se fracturan están reduciéndose de tamaño, y que pueden actuar como agente abrasivo sobre superficie de cerámica. Una posible explicación es que el estrés se distribuye de manera más uniforme debido a que aumenta el área de contacto real, creando así una superficie lisa.⁽¹⁵⁾

5.3.- Polímeros.

En odontología se utiliza una gran variedad de polímeros con diferentes propiedades. Pueden ser polímeros puros, copolímeros o polímeros reforzados con partículas de relleno. Los diferentes materiales muestran grandes variaciones en sus propiedades mecánicas.

En general, su módulo de elasticidad es menor a su grado de flexibilidad mayor que los de las aleaciones, con una deformación plástica mínima o nula. Algunos polímeros con relleno muestran una tendencia a presentar un comportamiento quebradizo. Dependiendo del tipo de relleno, una superficie del composite suele ser más áspera que un polímero puro. Esto aumentará la fricción y la transferencia de energía a la superficie durante la masticación o en otras situaciones de contacto no estático. Las partículas de relleno ásperas y duras desprendidas de la superficie pueden actuar como abrasivo, como en el caso de las porcelanas.

Otro factor determinante del desgaste de los polímeros es una conversión incompleta, que deja sitios de reacción no utilizados que permiten la degradación del material y reacciones con el medio circundante. Esto puede originar un debilitamiento o la corrosión de la superficie, es decir, una reacción triboquímica.

También se ha observado una corrosión sub-superficial seguida de fracturas en la capa superficial en algunos materiales con relleno de composite.

Los estudios clínicos de los materiales a base de resina en una situación de contacto oclusal, muestran facetas de desgaste con múltiples fracturas pequeñas que indican un tipo de desgaste de fatiga. La presencia de estructuras redondeadas en las superficies fracturadas indica una reacción triboquímica. ^{(15), (16)} Fig. 21



Fig. 21 Vista macroscópica del desgaste en polímero

Conclusiones.

Es imposible dar algunas recomendaciones generales sobre el tipo de tratamiento a elegir en cada caso. No obstante, en los sujetos jóvenes con desgaste de las superficies palatinas de los dientes superiores, debido a factores erosivos, y en las personas ancianas con un desgaste fundamentalmente de los dientes inferiores anteriores, puede considerarse el uso de resinas de composite si las limitaciones económicas impiden el uso de coronas totales. Debe recordarse que las resinas de composite presentan poca resistencia al desgaste por contacto, y que su retención también plantea problemas. Por consiguiente, su valor como material restaurador del desgaste intenso es limitado, particularmente en las superficies oclusales.

Las prótesis removibles parciales y las sobredentaduras son comparativamente baratas y sencillas de fabricar frente a restauraciones fijas. Sin embargo, las superficies ocluyentes se fabrican de resina acrílica, por lo que se desgastan fácilmente, además las coronas clínicas cortas en denticiones intensamente desgastadas pueden plantear problemas relacionados con la retención de las abrazaderas. La elección del material en pacientes con desgaste intenso, es difícil y siempre debe basarse en el sentido común más que en los datos científicos, dado que éstos son escasos.

El desgaste de los dientes y de los materiales de restauración son evidentemente procesos muy complejos. En gran parte se desconoce la etiología real. Sin embargo, se ha identificado una serie de factores contributivos, y en el futuro se descubrirán muchos más.

No se conoce la demanda real de tratamiento para los dientes desgastados. A menudo el grado de desgaste es tan extenso cuando el paciente acude para su restauración que los procedimientos operativos plantean importantes exigencias adicionales a las habilidades del odontólogo y del técnico dental.

En los sujetos con bruxismo severo, el oro es el único material que parece ser capaz de soportar las extensas cargas existentes. Sin embargo, también deben tenerse en cuenta las consideraciones estéticas, y en último término depende del paciente aceptar las medidas restauradoras propuestas, tras una explicación exhaustiva del caso y su discusión con el paciente. No debe esperarse que las restauraciones duren de por vida, especialmente en los sujetos con restauraciones por un desgaste muy intenso.

La elección de un material restaurador debería estar determinada por las indicaciones clínicas específicas. Las resinas compuestas de laboratorio de segunda generación, tales como el Targis System, poseen cierta resiliencia que resulta positiva, dado que los dientes están sujetos a complejas microdeformaciones durante la función y la parafunción. Al contrario que la cerámica, que es frágil, el cerómero proporciona un alto grado de flexibilidad durante diversos movimientos y durante la masticación, por lo cual protege la unión en la interfase entre diente y restauración, mientras proporciona al mismo tiempo una restauración estética.

La tecnología cerómero y CRF están disponibles para la sustitución de uno o varios dientes. Esta combinación supone un material de recubrimiento y una subestructura de color natural, estético y translúcido que rivalizan con la resistencia de las restauraciones convencionales ceramo-metálicas.

El ajuste marginal íntimo y sin tensión es consecuencia de la tecnología de presión al vacío para conformar la estructura, que demuestra una fuerte integridad por fotopolimerización. Los protocolos clínicos y de laboratorio son sencillos, optimizando la eficiencia y el costo de las restauraciones.

Mientras que el sistema Targis Vectris cuenta con indicaciones concretas, enfrenta al clínico con una alternativa restauradora avanzada con el potencial para ser empleada funcional y estéticamente en mayor número de situaciones, científicamente justificadas.

Fuentes de investigación.

- 1.- Ramfjord P. Sigur . Oclusión. Edit. Interamericana. 1983. Cap. 5
- 2.-Diaz de Kuri Martha. El nacimiento de una profesión. Edit. Fondo de Cultura Económica. 1994. Cap. 4
- 3.-Guyton Arthur C. Fisiología Médica. Edit. Mc Graw Hill Interamericana. 9 edición. 1997. Cap. 3
- 4.-Okeson P Jeffrey. Oclusión y afecciones temporomandibulares. Edit Mosby. 1995. Cap. 7
- 5.-Dawson Peter E. Evaluación, diagnóstico, y tratamiento de los problemas oclusales. Edit Salvat. 1991. Cap. 5
- 6.-Ranford P Sigurd-Ash M. Major. Oclusión. Edit Mc Graw Hill Interamericana. 1996 Cap. 3
- 7.-Bottino Marco Antonio. Estética en rehabilitación oral Metal Free. Edit. Artes Médicas. 2001. Cap. 6 y 7
- 8.-Mallat Desplast Ernest. Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior. Edit. Quintessence. 2001 Cap. 8
- 9.-Kenneth A Malament. Tiempo de supervivencia y tasa de éxito del IPS Empress. Revista Reflect- Ivoclar Vivadent. 02/03. Pag. 23-28
- 10.-Dale G. Barry/Aschheim .W Kenneth. Odontología Estética. 2° edición. Edit. Mosby. 2002 Cap. 8
- 11.-Fahl Newton/Casellini Renzo. Tecnología CRF/Cerómero. Revista Signatura Ivoclar-Vivadent. Volumen 3 Número 2. Pag. 12-16
- 12.-Bernad Touati/Miara Paul. Un nuevo sistema cerámico para restauraciones inlay/onlay. Revista Signatura Ivoclar-Vivadent. Volumen 3 Número 1. Pag. 22-27
- 13.-Ivoclar-Vivadent. Documentación científica Targis-Vectris. Servicio Científico. Agosto 1999.

- 14.-<http://www.Ivoclar.com.mx>
- 15.-Owal BengHT. Odontología Protésica. Edit. Mosby. 1997 Cap. 14
- 16.-Cova Jose Luis. Biomateriales Dentales. Edit. Amolca. 2004. Cap. 5
- 17.-Shafer. G. William. Tratado de patología bucal. Edit. Interamericana. 1987
P.p 556, 5574° Edición
- 18.-Sapp Philip. Patología oral y maxilofacial contemporánea. Edit.
Harcont.1993 P.p 358, 359
- 19.-Portilla Robertson Javier. Texto de patología oral. Edit. El Ateneo.1989
P.p 112, 113
- 20.-Grinspan David. Enfermedades de la boca. Edit. Mundi. Tomo III 1986
P.p. 2459,2460
- 21.-Campos Ortega Agustín. Rehabilitación oral y oclusal. Volumen I y II.
Edit. Hartcourt.2000 Cap. 1
- 22.-Chiche J. Gerard. Prótesis fija estética en dientes anteriores. Edit.
Masson. 2000 Cap. 5
- 23.- Eng King Tan/Ling Chang. Severe bruxism basal ganglia infarcts: insights
into pathophysiology. Journal of the Neurological Science. 217/2004. P.p
56-60
- 24.-Pergamalian Anna/Rudy E. Thomas. The association between wear
facets, bruxism, and severity of facial pain patients with temporomandibular
disorders. The Journal of Prosthetic Dentistry. Volúmen 90 Número 2. P,p.
68-74
- 25.-Sjöholm/Lowe A. Seelp bruxism in patient with sep-disordered breathing.
Archives of Oral Biology. 45.(2000). P.p 73-82