

78
2ej



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**MANEJO DEL ISOSIT EN LA ELABORACION
DE FRENTES ESTETICAS PARA
CORONAS Y PUENTES**

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A N
Gloria Delia Carrillo Luna
José Alfredo Silva González

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 está 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.

I N D I C E

CAPITULO I: QUIMICA DE LAS RESINAS SINTETICAS.

RESINAS DENTALES
REQUISITOS PARA LAS RESINAS DENTALES
POLIMERIZACION
PROPIEDADES FISICAS
PERIODOS DE POLIMERIZACION
RESINAS PARA CORONAS Y PUENTES

CAPITULO II: PORCELANA DENTAL.

TIPOS DE PORCELANA DENTAL
COMPOSICION DE LOS TIPOS DE PORCELANA DENTAL
GLASEADORES
TEORIA DE LA CONDENSACION
PROCEDIMIENTOS DE COCCION
GLASEADORES
CONSIDERACIONES GENERALES

CAPITULO III: CARACTERISTICAS FISICAS Y QUIMICAS DEL ISOSIT.

VENTAJAS DEL ISOSIT SOBRE OTROS MATERIALES

CAPITULO IV: PREPARACIONES INDICADAS.

CORONA TOTAL CON FRENTE ESTETICO
INDICACIONES
CONTRAINDICACIONES
PREPARACION DEL DIENTE
PASOS PARA LA PREPARACION CORONA TOTAL CON FRENTE
ESTETICO EN PIEZAS ANTERIORES
PASOS PARA LA PREPARACION CORONA TOTAL CON FRENTE
ESTETICO EN PIEZAS POSTERIORES.
TERMINADOS GINGIVALES

CAPITULO V: MATERIALES DE IMPRESION.

HIDROCOLOIDES IRREVERSIBLES O ALGINATOS
ELASTOMEROS SINTETICOS
SILICONAS
POLISULFUROS
TOMA DE IMPRESION Y PROCEDIMIENTO

CAPITULO VI: PROCEDIMIENTOS DE LABORATORIO PARA ERUCTURA METALI-
CA PARA SOPORTAR EL MATERIAL ESTETICO ISOSIT.

CAPITULO VII: PROCEDIMIENTOS DE LABORATORIO EN LA ELABORACION DE
FRENTE ESTETICOS CON MATERIAL ISOSIT.

CAPITULO VIII: TECNICA PARA EL MANEJO DE ISOSIT.

CONCLUSIONES.

I N T R O D U C C I O N

Ante la actual situación económica por la cual atraviesa la profesión Odontológica, y tomando en cuenta el incremento constante de que son objeto todos los productos que son necesarios - para el buen ejercicio de la práctica odontológica, se hace necesario la investigación de nuevos materiales que nos puedan brindar alguna economía, pero que cumplan con las características -- técnicas y clínicas de los productos ya existentes o que de alguna manera nos proporcionen algunas ventajas sobre los materiales ya conocidos.

En los últimos años han aparecido en el mercado diversas - aleaciones metálicas para uso dental, las cuales, han logrado - igualar las condiciones necesarias técnicas que nos proporciona el oro, logrando así, una considerable economía en la elaboración de prótesis dentales.

En otros campos también se han hecho investigaciones, entre las cuales destaca un material que se está utilizando en la elaboración de frentes estéticos en coronas, prótesis fija y removible, y en las cuales se han obtenido magníficos resultados, dicho material lleva el nombre comercial de ISOSIT, y en esta ocasión será el objeto de estudio de la presente tesis.

C A P I T U L O 1

QUIMICA DE LAS RESINAS SINTETICAS

Probablemente ninguna otra clase de substancia haya influido sobre la vida de los últimos años de nuestro siglo más que los plásticos sintéticos. Por definición, los plásticos sintéticos son compuestos no metálicos, producidos sintéticamente (por lo general a partir de compuestos orgánicos) que pueden ser moldeados con diversas formas y después endurecidos para su uso comercial. Las ropas, los materiales de construcción, aparatos e implementos domésticos, equipos electrónicos y casi toda la actividad humana utiliza alguna parte confeccionada de algún tipo de plástico. El término "plástico" incluye substancias fibrosas, elásticas, resinosas, o duras y rígidas. Todos estos materiales poseen ciertas similitudes químicas pues están compuestos por polímeros, o moléculas complejas de algo peso molecular. La forma particular y la morfología de la molécula determinan en gran medida si el plástico es una fibra, un producto elástico o una resina.

El campo de las moléculas gigantes, o grandes polímeros, como los denominan los químicos, es uno de los más apasionantes de la ciencia. Su descubrimiento y evolución histórica es uno de los episodios más fascinantes de la química. Originalmente, eran literalmente deshechos de laboratorio, residuos pegajosos que quedaban después de ciertas reacciones orgánicas. Recien en las cuatro o cinco últimas décadas estos materiales resinosos, compuestos por moléculas gigantes atrajeron la atención de los químicos; así nació el campo de los plásticos. Es difícil prever el impacto de las investigaciones actuales de este ámbito sobre la Odontología, pero probablemente en ningún otro podamos presuponer efectos tan importantes y de gran alcance como sobre la práctica dental.

Resinas Dentales. - De una u otra forma, los Odontólogos usan muchas clases de plásticos sintéticos; como los elastómeros que son ejemplo de resina sintética así como las resinas empleadas para la restauración de dientes ausentes o estructuras dentarias perdidas. La base de dentaduras se confecciona habitualmente en resina; muchas veces los dientes artificiales también son plástico. Las propiedades ópticas y de color de las resinas así empleadas son tan buenas que no es raro que la restauración pase desapercibida.

La resina sintética usada con mayor frecuencia en odontología es la resina acrílica (metacrilato de metilo). Por ello destacaremos las propiedades y el empleo de esta resina en particular.

Sin embargo, hay tantos tipos de resinas acrílicas y constantemente siguen apareciendo más, que el odontólogo no puede limitar su conocimiento a una resina específica; mas bien, debe poseer cierto conocimiento sobre los conceptos básicos de la química de las resinas, para valorar mejor su evolución en ese campo.

Requisitos para la Resina Dental. - El motivo por el cual las resinas dentales actuales se hallan más o menos limitadas a las de poli (metacrilato de metilo) y otros polímeros de metacrilato que son las únicas resinas conocidas que proporcionan, con técnicas relativamente simples, las propiedades esenciales para el uso en la boca.

Los requisitos ideales de una resina dental son los siguientes:

1. El material debe tener la suficiente translucidez o transparencia para reproducir estéticamente los tejidos que ha de reemplazar. Debe ser capaz de ser pigmentada con esa finalidad.

2. No debe experimentar cambios de color o aspecto después de su procesamiento ni dentro de la boca ni fuera de ella.
3. No debe dilatarse, contraerse ni curvarse durante el procesamiento ni mientras la use el paciente. En otras palabras, ha de tener estabilidad dimensional.
4. Debe poseer resistencia, resiliencia y resistencia a la abrasión adecuadas para soportar el uso normal.
5. Debe ser impermeable a los líquidos bucales para que no se convierta en insalubre, o de olor y sabor desagradable. Si se la utiliza como material de obturación o cemento, debe unirse químicamente al diente.
6. Debe ser completamente insoluble en los líquidos bucales o cualquier sustancia que ingrese en la boca, y no presentar manifestaciones de corrosión. No debe absorber tales líquidos.
7. Debe ser insípida, inodora, no tóxica ni irritante para los tejidos bucales.
8. Su gravedad específica debe ser baja.
9. Su temperatura de ablandamiento será muy superior a la de cualquiera de los alimentos o líquidos calientes introducidos en la boca.
10. En caso de rotura inevitable, debe ser posible reparar la resina, fácil y eficazmente.
11. La transformación de la resina en aparato protético debe efectuarse con un equipo simple.

POLIMERIZACION.

La composición de una sustancia polimera se describe en términos de unidades estructurales como se deduce de la etimología de la palabra polímero (es decir, muchas partes). La polimerización se produce por una serie de reacciones químicas por las cuales se forma la macromolécula, o polímero, a partir de una gran cantidad de moléculas simples conocidas como monómeros (monómero significa una molécula o un mero). En otras palabras, una gran cantidad de moléculas de bajo peso molecular (meros) de una o más especies, reaccionen y formen una sola molécula grande de alto peso molecular.

Las características más salientes de los polímeros:

1. Que se componen de moléculas muy grandes.
2. Invariablemente el peso molecular de las macromoléculas individuales varían dentro de un margen amplio.
3. Su estructura molecular es capaz de adoptar formas y figuras virtualmente ilimitadas.

El polímero consta de una unidad estructural simple determinada, que se repite y esencialmente está en relación con la estructura monomérica. Las unidades estructurales están conectadas entre sí por uniones covalentes. En algunos casos, el peso molecular de la molécula de polímero puede llegar a 50 millones. Se considera como macromolécula a todo compuesto químico cuyo peso molecular exceda a 5,000.

La polimerización, pues, es una reacción intermolecular repetida capaz de continuar indefinidamente.

La macromolécula puede ser un polímero inorgánico, sin embargo actualmente los polímeros usados en odontología son en su mayoría orgánicos.

Las moléculas de un polímero consisten invariablemente de -

especies moleculares cuyo grado de polimerización varía dentro de un amplio margen. El promedio del grado de polimerización se halla dividiendo el número total de unidades estructurales por el número total de moléculas. Otra manera de expresar el grado de polimerización es el número promedio del peso molecular, que representa el peso de la muestra dividido por la cantidad de moles que contiene. El número promedio del peso molecular de los diversos polvos de polímeros dentales que se expenden en el comercio varían de 3,500 a 36,000 mientras que los mismos productos, tienen, una vez curados, pesos moleculares promedios entre 8,000 y 39,000.

En bases de dentaduras polimerizadas se registraron pesos moleculares de hasta 6'000,000. Los dientes artificiales y de resinas de cadenas cruzadas tienen peso molecular aún más alto.

La polimerización no concluye nunca y el porcentaje de monómero residual tiene efecto pronunciado sobre el peso molecular. Cuando por ejemplo, queda un 0.9 por 100 de monómero residual en una muestra de resina de polímero cuyo número promedio del peso molecular original es de 22,400, el peso molecular de la resina acrílica curada resultante es de 7,300.

Propiedades Físicas.- Las propiedades físicas del polímero sufren la influencia de casi todos los cambios de temperatura, medio ambiente, composición, o peso y estructura molecular. Por lo general, cuando más elevada es la temperatura, más se ablanda y debilita el polímero. Cuando una resina termoplástica se torna lo suficientemente blanda como para ser moldeada, se dice que ha alcanzado la temperatura de ablandamiento o moldeado. Cuando menor sea el peso molecular del polímero, más baja será la temperatura de ablandamiento.

A medida que se van formando las moléculas, aumentan las uniones secundarias o fuerzas intermoleculares que las mantienen

juntas. El resultado es que las propiedades vinculadas con estas fuerzas, tales como la temperatura de ablandamiento y la resistencia a la tensión tienden a aumentar también. Los polímeros no presentan resistencia mecánica apreciable hasta que no alcanzan un promedio mínimo del grado de polimerización. Aunque hay variaciones según el tipo, las resinas adquieren resistencia mecánica solo cuando su grado de polimerización es relativamente alto, dentro de un margen aproximado de 150 a 200 unidades repetidas. La resistencia de las resinas aumenta con bastante rapidez paralelamente al aumento de la polimerización hasta que alcanza un cierto peso molecular característico para un determinado polímero. Por sobre este peso molecular, no se producen grandes cambios en la resistencia a medida que la polimerización si gue. El número promedio del peso molecular indica la resistencia de la resina, el valor de este número desciende notablemente en presencia de relativamente pocas moléculas con bajo grado de polimerización, que debilitan considerablemente la resina.

La distribución del peso molecular del polímero desempeña un papel importante en la determinación de las propiedades físicas del polímero. Por lo general, la distribución estrecha del peso molecular de los polímeros más útiles. No obstante ello, la mayoría de los polímeros incluyen una amplia gama de pesos moleculares.

Las cadenas laterales complejas de la molécula de monómero produce una resina más débil, con temperatura de ablandamiento más baja en comparación con las propiedades similares de un polímero cuya estructura de cadenas es rectilínea. Si las cadenas son de uniones cruzadas, sin embargo, la resistencia aumenta y por lo general la resina no se funde.

La polimerización puede efectuarse por una serie de reacciones de condensación o por simples reacciones de adición. Si la polimerización se realiza por reacciones de condensación, el pro

ceso se denomina polimerización por condensación. Si la polimerización se produce por una reacción de adición, tiene lugar la polimerización por adición.

Polimerización por Condensación.- Las reacciones que producen la polimerización por condensación se desarrollan gracias al mismo mecanismo que las reacciones químicas similares entre dos o más moléculas simples. Los compuestos primarios reaccionan con la formación de productos laterales tales como agua, ácidos halógenos y amoniaco.

La estructura de los monómeros es tal que el proceso puede repetirse y dar lugar a macromoléculas. Sin embargo, los meros (unidades que se repiten) contienen menor cantidad de átomos que el monómero original.

En el pasado se han utilizado varias resinas por condensación para la confección de bases de dentaduras. La resina principal, fue la resina de fenolformaldehido, conocida como "Bakelita", denominada así en nombre de su inventor L.H. Baekeland. Las reacciones de esta resina son muy complicadas, y no se conoce la naturaleza precisa de su estructura final. Las primeras reacciones se producen entre el fenol y el formaldehido para formar un alcohol de algún tipo. Entonces, los alcoholes reaccionan por condensación y forman macromoléculas. Si consideramos que en la reacción inicial se forman varios tipos de monoalcoholes y dialcoholes, es posible comprender que en último término los compuestos se tornan tan complicados que resulta virtualmente imposible identificar su estructura química final.

Aunque el producto, tal como se lo empleaba para bases de dentaduras, era translúcido y resistente, carecía de estabilidad química en la boca. Gradualmente perdía el color, posiblemente por oxidación.

Las resinas por condensación son, pues, aquellas en las que:

- 1) La polimerización va acompañada por la eliminación de moléculas pequeñas, o
- 2) Los grupos funcionales se repiten en la cadena del polímero.

La obtención del polímero por el método de condensación es lento y tiende a detenerse antes de que las moléculas hayan alcanzado un tamaño realmente gigante porque, a medida que la cadena crece, se tornan menos móviles y menos numerosas.

En la actualidad, las resinas por condensación no son de uso extenso en odontología para restauraciones o aparatos protéticos. Sin embargo, los adelantos en la química de los polímeros puede alterar rápidamente esta situación. El dentista debería familiarizarse con los conceptos básicos sobre este particular tipo de polimerización. El polisulfuro de caucho es un ejemplo de reacción de polimerización por condensación ampliamente utilizada en la odontología. La pasta de polisulfuro de bajo peso molecular es convertido en material de alto peso molecular mediante una reacción de condensación.

Polimerización por Adición.- Todas las resinas de uso difundido en odontología en la actualidad son producto de la polimerización por adición. En realidad, este tipo de polimerización es tan común que muchas veces la palabra "polimerización" usada sola implícitamente signifique polimerización por adición.

A diferencia de la polimerización por condensación, no hay cambio de la composición; las macromoléculas se forman a partir de unidades más pequeñas, o monómero, sin cambio de composición, pues el monómero y el polímero tienen las mismas fórmulas empíricas. Es decir, la estructura del monómero está representada muchas veces en el polímero. Este proceso no da productos laterales.

En contraposición con la polimerización por condensación, aquí se forman moléculas gigantes de tamaño casi ilimitado. Comenzando de un centro activo, incorpora un monómero por vez y arma una cadena que, en teoría, puede seguir creciendo indefinidamente, hasta que lo permita el aporte de unidades constitutivas. El proceso es simple, pero no es fácil de regular. Uno de los requisitos de un compuesto polimerizable es la presencia de un grupo no saturado.

La polimerización se puede representar como una serie de reacciones en cadena que tienen lugar durante una explosión. El proceso es muy rápido, casi instantáneo. Las reacciones son exotérmicas, y generan considerable cantidad de calor.

La luz ultravioleta y otros rayos activos, el calor, o la transferencia de energía desde otro compuesto activado afectan la activación original de las moléculas de monómero.

Períodos de la Polimerización.- El proceso de la polimerización se efectúa en cuatro periodos: inducción, propagación, terminación y transferencia de cadena.

Inducción.- En el período de inducción o iniciación las moléculas del iniciador adquieren energía y activación y comienzan a transferirla a las moléculas del monómero. Aquí influye mucho la pureza del monómero. Toda impureza que reaccione con los grupos activados alargará el período. A mayor temperatura, más corto el período de inducción.

Propagación.- Las reacciones de propagación son como las reacciones (1) y (2). Como una vez iniciada la propagación solo se necesitan de 5,000 a 8,000 calorías por mol, el proceso continúa con velocidad considerable. Teóricamente, las reacciones en cadena deberían continuar, con la evolución del calor, hasta que todo el monómero se transforme en polímero. En realidad la poli-

merización no se completa nunca.

Terminación.- Las reacciones en cadena terminan por acoplamiento directo o por intercambio de átomos de hidrógeno de una cadena en crecimiento a la otra.

Transferencia de Cadena.- Aunque la terminación de la cadena puede surgir de la transferencia de cadena, el proceso difiere de las reacciones descritas en el período anterior en que el estado activo es transferido de un radical activado a una molécula inactiva y aparece un nuevo núcleo de crecimiento.

RESINAS PARA CORONAS Y PUENTES.

Las coronas fundas y los frentes de corona de oro colado se hacen de porcelana dental o de resina y de Isosit. Las resinas usadas corrientemente han sido de poli (metacrilato de metilo) o uno de los copolímeros de las resinas acrílicas.

La principal ventaja de la resina acrílica cuando se le emplea con esta finalidad, así como cuando se la utiliza en operatoria dental, es su capacidad de asemejarse a la estructura dentaria. La resina acrílica tiene varios grados de translucidez. Esta cualidad translúcida confiere aspecto normal en la boca, porque la resina es capaz de asimilar las tonalidades de los dientes vecinos. Además la restauración de resina se confecciona convenientemente en cualquier laboratorio dental. Por otra parte, la manipulación de la porcelana exige una habilidad artística poco corriente y considerable experiencia por parte del técnico.

En la mayoría de los casos, las resinas son mezclas de monómero de polímero, moldeadas bajo presión y calor.

Desafortunadamente, muchas de las desventajas de las resinas que ya hemos mencionado en procedimientos simples de operatoria dental se acrecientan al utilizarlas en coronas y puentes. La ra-

merización no se completa nunca.

Terminación.- Las reacciones en cadena terminan por acomplamiento directo o por intercambio de átomos de hidrógeno de una cadena en crecimiento a la otra.

Transferencia de Cadena.- Aunque la terminación de la cadena puede surgir de la transferencia de cadena, el proceso difiere de las reacciones descritas en el período anterior en que el estado activo es transferido de un radical activado a una molécula - inactiva y aparece un nuevo núcleo de crecimiento.

Resinas para Coronas y Puentes.- Las coronas fundas y los frentes de coronas de oro colado se hacen de porcelana dental o de resina y de Isosit. Las resinas usadas corrientemente han sido de poli (metacrilato de metilo) o uno de los copolímeros de las resinas acrílicas.

La principal ventaja de la resina acrílica cuando se le emplea con esta finalidad, así como cuando se la utiliza en operatoria dental, es su capacidad de asemejarse a la estructura dentaria. La resina acrílica tiene varios grados de translucidez. Esta cualidad translúcida confiere aspecto normal en la boca, porque la resina es capaz de asimilar las tonalidades de los dientes vecinos. Además la restauración de resina se confecciona convenientemente en cualquier laboratorio dental. Por otra parte, la manipulación de la porcelana exige una habilidad artística poco corriente y considerable experiencia por parte del técnico.

En la mayoría de los casos, las resinas son mezclas de monómero de polímero, moldeadas bajo presión y calor.

Desafortunadamente, muchas de las desventajas de las resinas que ya hemos mencionado en procedimientos simples de operatoria dental se acrecientan al utilizarlas en coronas y puentes. La ra-

zón más importante de esta diferencia es la falta de volumen de la resina cuando se usa para hacer coronas y puentes. Debido al alto escurrimiento, el bajo límite proporcional y el bajo módulo de elasticidad de la resina, es necesario reforzarla con metal, por lo general una aleación de oro. Su falta de volumen y su gran superficie en relación con el volumen producen un gran cambio dimensional originado en la sorción del agua, así como en el cambio dimensional térmico.

El frente de resina acrílica no se adhiere al oro y debe ser retenido por medios mecánicos, sea por cementación, sea por polimerización directa a retenedores metálicos de algún tipo. Sin embargo, aunque su adaptación puede ser adecuada al principio, el cambio dimensional que tiene lugar durante la sorción de agua tiende a reducir tal adaptación. Además, la considerable diferencia de expansión térmica y contracción entre la resina y la aleación de oro permite que haya una notable percolación. El resultado de ello es una marcada filtración entre el frente y el sostén de aleación de oro, y en última instancia, un pronunciado cambio de color.

De mayor importancia aún sería, posiblemente, la poca resistencia de la resina acrílica a la abrasión. Un frente de resina se desgasta rápidamente bajo un brazo de gancho de una prótesis parcial, por ejemplo: La experiencia clínica ha demostrado que muchas veces las carillas de resina acrílica son desgastadas intensamente por el cepillado dentario. Por esta razón, hay que advertir a los pacientes que usen cepillos blandos, pasta dentífrica no abrasiva y una técnica de cepillado adecuada, pero, ni aún así la educación del paciente resuelve del todo el problema.

Dos son los tipos de resinas empleadas para hacer los frentes de las coronas de oro colado. El tipo más antiguo es un material similar a las resinas termocurables para dentaduras. se ataca la masa plástica en un molde de yeso y luego se polimeriza por calor.

El polímero de los materiales más nuevos es también poli(metacrilato de metilo), pero el monómero se compone fundamentalmente de dimetacrilato de glucol. La resina no requiere de enmuflado. El líquido y el polvo están combinados, y la carilla se va confeccionando agregando pequeñas cantidades de gel. Después de cada adición, se calienta cuidadosamente la resina para volatilizar el líquido y evitar porosidad. Se hace un frente levemente sobrecontorneado para compensar la contracción de polimerización y los procedimientos de terminación.

Una vez conseguido el contorno, se coloca el colado con el frente en un horno para completar la polimerización.

Las propiedades de las resinas acrílicas moldeables térmicamente no difieren apreciablemente del material acrílico termocurable corriente para frentes de coronas. Su ventaja radica en la facilidad con que se confecciona la restauración.

En resumen comparada con la porcelana, el principal valor de la resina acrílica en los procedimientos de coronas y puentes es su fácil manipulación.

Comparada con isosit, no presenta ninguna ventaja.

C A P I T U L O I I

PORCELANA DENTAL

Según su uso, la porcelana se clasifica en tres tipos. Un tipo se emplea para la fabricación de dientes artificiales, el segundo tipo se usa para coronas, fundas e incrustaciones. El tercer tipo, designado con mayor propiedad como esmalte, se usa como frente sobre coronas metálicas coladas.

Independientemente del tipo de porcelana dental, se mezcla un polvo cerámico fino, pigmentado, para obtener el color y la tonalidad del diente humano, con agua hasta formar una pasta. Después se le da la forma adecuada, o se le aplica a la cofia o pónico de puente por capas, y a continuación se la funde a alta temperatura para conseguir un cuerpo cerámico relativamente resistente, insoluble en líquidos bucales y que presente excelentes cualidades estéticas en la boca.

Resumiremos a continuación una técnica general para la confección de una corona funda de porcelana: se toma una impresión del diente tallado. Se prepara un troquel en la impresión. Se bruñe una lámina de platino, llamada matriz, sobre el muñón reproducido en el troquel. Después se mezcla el polvo de porcelana del color adecuado con agua hasta formar una pasta, que se aplica sobre la matriz por técnicas que se describen mas adelante. Se aplica la pasta hasta obtener la forma final de la corona. Se quita del troquel la matriz con la porcelana y se coloca sobre una navecilla de arcilla refractaria, y luego se la cuece en un horno eléctrico. En realidad, se puede cocer la corona varias veces antes de obtener la forma definitiva.

Durante la cocción, la porcelana se contrae hasta 40 por 100

de su volumen. Aunque es posible dirigir la contracción de manera que la adaptación a la restauración terminada no quede muy afectada, esta contracción es definitivamente desventajosa.

Las porcelanas dentales se clasifican también según su temperatura de madurez, es decir, la temperatura a que se las somete para obtener un producto satisfactorio respecto a sus propiedades físicas y cualidades estéticas. Por lo general se conocen tres tipos de porcelana dental:

Alta temperatura de madurez 1288 - 1371 °C

Media temperatura de madurez 1093 - 1260 °C

Baja temperatura de madurez 871 - 1066 °C

Composición de la Porcelana de Alta temperatura de Madurez.

La porcelana de alta temperatura de madurez se usa para fabricar dientes de porcelana, pero se pueden usar composiciones similares para confeccionar coronas fundas de porcelana. El material es una mezcla de partículas finas de feldespato y cuarzo. El feldespato funde primero y da una vista vítrea, y sirve de matriz para el cuarzo que se mantiene en suspensión en el cuerpo cocido.

El cuarzo confiere resistencia a la porcelana. Aunque reacciona con el feldespato y produce una unión, actúa principalmente como substancia nucleante o de relleno.

Una porcelana de alta temperatura de madurez característica se compone de 85 partes de feldespato y 15 partes de cuarzo. Los ingredientes se trituran juntos según una distribución especificada de tamaño de partícula que varía entre 7- y 70 micrones para un polvo de porcelana para coronas cocidas al aire.

Aunque muchas porcelanas dentales contienen una fase de cuarzo cristalino libre, se las debe seguir clasificando como vidrios,

y a las porcelanas de alta temperatura de madurez se las debería denominar con mayor propiedad "vidrios feldespáticos".

Composición de la Porcelana de Baja temperatura de Madurez.

A diferencia de la porcelana de alta temperatura de madurez, los polvos de las porcelanas de baja y mediana temperatura de madurez son vidrios obtenidos por desgaste de bloques de porcelana madurada. Se mezclan los ingredientes crudos y se funden. Después, se sumerge la masa fundida en agua. Como consecuencia, el vidrio adquiere tensiones hasta el punto en que se producen grietas y fracturas considerables. El procedimiento se conoce como fritado, y el producto se denomina frita. Esta estructura frágil se desgasta fácilmente, hasta convertirse en un polvo fino de dimensiones casi coloidales. Durante las sucesivas cocciones se producen pocas reacciones pirolásticas, o no las hay.

Las partículas se unen simplemente por fusión, pero es preciso controlar la temperatura para reducir el escurrimiento pirolástico. La temperatura de madurez depende de la composición del vidrio.

Los álcalis (sodio y potasio) entran como carbonatos o como minerales naturales (feldespato o sienita nefelínica, o ambos). En el último caso, se introduce algo de sílice y alúmina. Se puede incorporar boro como bórax o ácido bórico. El óxido de calcio, cuando esta presente, se agrega como carbonato, que se transforma en óxido de calcio durante la fritada. Se puede agregar el óxido propiamente dicho.

La porcelana opaca se usa como primera capa para ocultar el color de la dentina, o más frecuentemente, para ocultar el color del metal subyacente sobre el cual se la funde. El elemento opacificador empleado es el óxido de circonio. También se puede emplear el óxido de estaño o el óxido de titanio.

Glaseadores. - El glaseador se coloca sobre la porcelana durante la cocción, de tal manera que la fase vítrea se forma en capas delgadas sobre la superficie del cuerpo de la porcelana. Sin embargo, se suele aplicar una capa de vidrio transparente sobre la superficie de la porcelana madurada, usando un polvo de vidrio especial con temperatura de madurez inferior a la del cuerpo de la porcelana.

El polvo glaseador es revestimiento cerámico que se puede agregar a una estructuración de porcelana, una vez que ha sido cocida. Se cuece, por ejemplo, una corona funda, después se aplica un glaseador en pasta, y se vuelve a cocer la corona hasta la temperatura de fusión del glaseador. Se obtiene una superficie brillante o semibrillante que carece completamente de poros.

El coeficiente de expansión térmica del glaseador, debe ser, desde el punto de vista ideal, igual al de la porcelana sobre la cual se aplica. Si el glaseador tiene un coeficiente de expansión térmica superior al de la porcelana sobre la cual se aplica, se enfría bajo tensión radial. La tensión que se produce origina grietas en la superficie. Cuanto mayor es el grado de tensión, más fina es la trama de grietas.

Si por el contrario, el coeficiente de expansión térmica del glaseador es inferior a la del cuerpo de porcelana, las tensiones de compresión producen grietas en el glaseador, conocidas como descamaciones. En cada caso, el glaseador se va erosionando gradualmente en la boca. Siempre es necesario que la superficie de porcelana sea lisa, particularmente en zonas donde entra en contacto con los tejidos blandos. Si se quita el glaseador, queda expuesta la superficie rugosa y a veces porosa del cuerpo, y la resistencia se disminuye.

Los vidrios en general son más capaces de soportar tensio-

nes de compresión que tensiones de tracción o tangenciales. Si no es posible igualar los coeficientes de expansión térmica del cuerpo y del glaseador con exactitud, un glaseador adecuado debería tener un coeficiente de expansión térmica levemente inferior a la del cuerpo.

Si todos los componentes de una porcelana dental fritada se funden completamente para formar un vidrio de fase única, esa porcelana (vidrio) se funde a la misma temperatura, glaseamos la superficie extendiendo el tiempo de madurez de la porcelana. La mayoría de las porcelanas modernas para coronas poseen la propiedad de "autoglasearse" mediante la regulación cuidadosa del ciclo de tiempo y temperatura.

Teoría de la Condensación.- La eficacia de la condensación se refleja en la estética de la porcelana, especialmente en la cocida al aire. La porcelana mal condensada aparece gredosa y opaca. Dos factores que determinan la eficacia de la condensación en la prevención de la contracción durante el cocido son la forma y el tamaño de las partículas del polvo de porcelana. Puesto que la finalidad de la condensación es producir la disposición más compacta o la mayor densidad de las partículas antes de la cocción, la distribución del tamaño del polvo es importante. Cuando solo se usa un tamaño de partícula, se calcula que la mayor condensación deja un espacio vacío o porosidad volumétrica de 45 por 100 entre las partículas. Se deduce que este espacio es llenado durante la cocción, y que el cuerpo de la porcelana se contrae en esa misma proporción.

Los polvos de porcelana dental contienen partículas de varios tamaños para que la contracción sea menor. Sin embargo, a pesar de este intento de graduación de espacios, la porosidad volumétrica de los polvos comunes para cocción al aire o al vacío se halla dentro de 40 a 49 por 100. Incluso cuando se usaron técnicas para hacer compresión hidráulica de los polvos de porcela-

na dental, la porosidad de estas substancias compactadas a gran presión era solo de 30 por 100.

En la actualidad, los polvos más densos para cocción al vacío tienen una porosidad de 40 por 100. Esto se consigue únicamente usando polvos cuya distribución de tamaño permite que los espacios más grandes entre las partículas de mayor tamaño sean llenados por las partículas pequeñas. Por lo general, un polvo para cocción al vacío contiene pocas partículas de más de 45 micrones, y el porcentaje más elevado está compuesto de partículas que miden entre 5 y 20 micrones. De este modo se consigue gran densidad.

Todos los procedimientos de condensación antes mencionados tienen un procedimiento en común, que es la eliminación del agua de la pasta una vez que ésta fue aplicada sobre la matriz o corona. Cuanto menor sea la cantidad de agua en la pasta, menos habrá que eliminarla, pero desde el primer momento debe haber suficiente cantidad para que las partículas se puedan asentar y condensar.

El retiro brusco del agua es un factor importante en la condensación. El teorema de Bernoulli dice que cuanto mayor es la velocidad del líquido, menor es su presión. Se colige que al retirar agua de la pasta, pasa entre las partículas con una velocidad variable, según el distanciamiento entre partículas, su rugosidad superficial, etc. Las partículas se mueven hacia las zonas donde el agua se desplaza a mayor velocidad.

El factor más importante en la condensación es el efecto de la tensión superficial. Cuando se quita agua, la tensión superficial hace que las partículas de polvo se condensen estrechamente. Se observará el mismo efecto si se introduce en agua un pincel de pelo de camello, cuando las cerdas se hallan dentro del agua, se apartan en todas direcciones, pero al sacar el pincel del

agua, se unen debido a la tensión superficial del agua que queda en el pincel. Si, por ejemplo, se tocara ahora el pincel con un papel secante, las cerdas se unirían aún más.

Señalemos, sin embargo, que en el pincel queda la cantidad de agua suficiente para mojar todas las cerdas. Cuando el pincel se seca, las cerdas vuelven a separarse. A veces, para evitar la desintegración de la corona o incrustación una vez secada antes de la cocción, se agrega un aglutinante.

PROCEDIMIENTOS DE COCCION.

Una vez concluida la condensación, se coloca la corona funda o incrustación en una bandeja o navecilla de arcilla refractaria, y se la introduce en la mufla de un horno de porcelana. Nunca hay que dejar que la porcelana entre en contacto con las paredes o el piso de la mufla. A altas temperaturas, la porcelana se funde y algunos de sus ingredientes pueden fusionarse con los elementos del horno. Esta contaminación fragiliza los elementos de la mufla, que se pueden fracturar durante el enfriamiento o los sucesivos calentamientos. Esta precaución es particularmente importante cuando se usa mufla con bobina de platino.

En la mayoría de los casos, las reacciones termoquímicas entre los ingredientes concluyen virtualmente durante el proceso original de fritado. Por ello, la finalidad de la cocción que hace el ceramista es fusionar entre sí las partículas de polvo en forma adecuada.

La masa de porcelana condensada se coloca frente a la mufla o al horno precalentado (aproximadamente 650°). Esto permite que el vapor de agua remanente se disipe. La colocación de la masa condensada directamente en el horno, aunque fuera a temperatura moderada, genera la producción rápida de vapor, introduciendo espacios o fracturando sectores grandes de la porcelana superficial. Después de precalentarla durante unos cinco minutos, se co

loca la porcelana en el horno y se comienza el ciclo de cocción.

El tamaño de las partículas de polvo no solo influye en el grado de condensación de la porcelana, sino también en la solidez y densidad del producto final.

Independientemente del tamaño de las partículas, las zonas blancas a 1177 °C son las partículas de polvo. Las zonas que hay entre ellas son espacios. A esta temperatura, los espacios están ocupados por la atmósfera del horno. Cuando comienza la fusión, las partículas se unen en sus puntos de contacto (2200 °F). A medida que la temperatura asciende, el vidrio fundido va fluyendo gradualmente para llenar los espacios de aire, pero el aire queda atrapado en forma de burbujas, porque la gran viscosidad de la masa no permite que escape.

PERIODOS DE LA COCCION.

Por lo general, se reconocen por lo menos tres períodos durante la cocción de la porcelana dental. La temperatura a la que se produce cada uno de ellos dependen del tipo de porcelana empleado. Cuanto más baja es la temperatura de fusión de la porcelana, tanto menor es la temperatura de cada período de la cocción.

El biscochado bajo es el período en que los granos de vidrio se han ablandado y comenzaron a escurrirse. La substancia calentada es rígida, pero muy porosa. Las partículas de polvo carecen de cohesión completa. Se observa una contracción de cocción despreciable.

El biscochado mediano se caracteriza por el hecho de que los granos de vidrio han escurrido hasta el punto de que las partículas de polvo tienen cohesión completa; la substancia es aún porosa y hay una contracción evidente.

Después del biscochado alto, o final, la contracción es completa, y la masa presenta una superficie mas lisa. Se ve una leve porosidad, y el cuerpo no presenta glaseado.

En cualquiera de estos períodos se puede retirar la pieza del horno y enfriarla, para hacer agregados. Sin embargo, cuanto menor sea la cantidad de ciclos de cocción a los que se exponga la restauración, tanto mayor será la resistencia y mejor la estética. Muchas veces, la cocción repetida da por resultado una porcelana inanimada y demasiado translúcida.

Glaseado.- La superficie de la corona debe ser completamente lisa al ser colocada en la boca. De no ser así, los alimentos y otros residuos se le adhieren.

Las porcelanas cocidas al aire no pueden ser pulidas. Siempre quedan irregularidades y porosidades que no permiten la obtención de una superficie lisa y pulida. La falta de ductilidad impide escurrimientos y el bruñido de la superficie. Estos defectos de la superficie se corrigen únicamente con el glaseado.

Se puede aplicar el glaseador sobre la superficie como se describió antes, o el cuerpo propiamente dicho puede glasearse por una cocción separada. Si calentamos el cuerpo, previamente cocido a biscochado alto, rápidamente, (10 a 15 minutos) hasta su temperatura de fusión y mantenemos esta temperatura unos cinco minutos antes de enfriar, los granos de vidrio escurren sobre la superficie para formar una capa vítrea, que actúa como glaseador. Debido a la disminución de la tensión superficial de los granos a esta temperatura, el escurrimiento piropiástico disminuye, y durante este tratamiento se redondean levemente los bordes y ángulos pronunciados. Sin embargo el glaseado por este procedimiento proporciona un cuerpo más resistente y duradero.

Enfriamiento.- Ya se ha explicado la producción de grietas

superficiales submicroscópicas. Debido a la baja conductividad térmica de la porcelana, la diferencia entre el cambio dimensional térmico entre la parte interna y la externa introduce tensiones que fragilizan la porcelana.

Choque Térmico.- No es raro que el choque térmico genere tensiones en una corona de porcelana. Esto puede tener su origen en la desigual liberación de calor durante el enfriamiento. La superficie de una corona se puede expandir o contraer con mayor rapidez que el interior, según el ciclo de calentamiento y enfriamiento. Todas las cerámicas, como se explicó antes, son más resistentes a la compresión que a la tracción. Al retirar una corona del horno y enfriarla al aire, la superficie pierde calor con mayor rapidez que el interior, y por lo tanto, se hallará sometido a compresión.

En contraste, una corona que es colocada en un horno caliente antes del glaseado recibirá toda la fuerza del calor radiante de la mufla. La superficie de la corona tenderá a expandirse más rápidamente que el interior y creará tensión. Por ello el choque térmico es más intenso durante una nueva cocción o el glaseado que durante el enfriamiento.

Contracción.- La causa principal de la contracción que se produce durante la cocción de la porcelana dental es la falta de condensación.

Desde el punto de vista práctico, la composición produce poco efecto en la contracción volumétrica de la porcelana dental, y tampoco es importante la técnica de condensación. Incluso cuando no se hace condensación, la diferencia de contracción volumétrica es despreciable cuando se la compara con la contracción obtenida con técnicas corrientes. Sin embargo, la resistencia es influida más por la composición, el ciclo de cocción y glaseado de la superficie.

La causa inmediata de la contracción es la disminución del volumen del cuerpo a medida que las partículas se van fundiendo. La acción de la tensión superficial de la masa fundida arrastra las partes no fundidas hacia el centro y hacia los espacios e intersticios. La estructura final se nuclea con las fases cristalinas de cuarzo, y la fase vítrea forma la matriz.

Porosidad. - Como se explicó antes, las burbujas o espacios, se deben a la inclusión de aire durante la fusión, aunque hay pruebas de que en el caso de algunas porcelanas de alta temperatura de madurez son originadas por productos derivados de la vitrificación del feldespato.

Como es previsible, las burbujas reducen la translucidez y resistencia de la porcelana dental. Cuando las burbujas son pocas o se las elimina, la porcelana de grano más fino produce cuerpos de mayor translucidez.

Se han preconizado tres técnicas para reducir tales burbujas o eliminarlas:

1. La cocción de la porcelana se realiza al vacío, de manera que el aire desaparezca antes de que quede retenido. La cocción al vacío es, con mucho, la técnica más común utilizada para hacer restauraciones dentales.
2. Se sustituye la atmósfera de los hornos por un gas difusible. Entonces, el aire es extraído durante la cocción y sustituido por el gas difusible. Durante la fusión, estos gases atrapados se difunden hacia afuera a través de la porcelana o se disuelven en la porcelana.
3. Si la porcelana fundida se enfría bajo presión, se comprime el tamaño de las burbujas y su efecto se torna despreciable.

CONSIDERACIONES GENERALES.

La confección de una restauración de porcelana que funcione apropiadamente requiere del odontólogo considerable destreza y conocimientos. Las resistencias tangencial y a la tracción de la porcelana cocida son tan bajas que la más leve imperfección del tallado dentario puede causar la fractura de la corona.

Por otro lado, la restauración de porcelana posee excelentes cualidades estéticas, es completamente insoluble en los líquidos bucales y tiene estabilidad dimensional una vez cocida. Es dudoso, no obstante, que sea posible hacer una corona de porcelana con la suficiente precisión para sellar por completo los márgenes, debido a los errores provenientes de la contracción de la cocción.

C A P I T U L O I I I

CARACTERISTICAS FISICAS Y QUÍMICAS DEL ISOSIT

Para comprender mejor el ISOSIT debemos estudiar la historia de las resinas en Odontología.

Desde aproximadamente 1930, se han venido usando plásticos orgánicos de metilmetacrilato (acrílicos). Desgraciadamente la falta de consistencia molecular de la estructura de los acrílicos no permite alcanzar la densidad y estabilidad requerida para arreglos permanentes en restauraciones, así como en materiales de obturación. Aunque se han logrado mejoras respecto a la durabilidad de los acrílicos por medio de unión de las moléculas dispersas en su estructura, aún carece de la dureza y resistencia a la abrasión requerida. Además los acrílicos permiten absorción e intercambio por la presencia de líquidos orales así como, con el tiempo, cambios de dimensiones inadmisibles.

En tiempos recientes se logró un avance en la estabilidad de las resinas con el desarrollo de la fórmula Bis/GMA o Bowen; con la inclusión de partículas de material de relleno, principalmente cuarzo, se mejoró el "factor durabilidad", especialmente la resistencia a la abrasión. Sin embargo, lo áspero de la superficie imposibilita abrillantar la misma, por esto la retención de manchas y placa sigue siendo un problema.

La solución ISOSIT al problema de la superficie inadecuada de los composites ha consistido en deshechar el método de incorporar partículas de cuarzo en la matriz.

Se creyó que era necesario encontrar un método de enlace entre el material de carga y la resina, además de una reducción

dramática del tamaño de la partícula. El material de carga seleccionado fue el Aerosil, una forma de Dióxido de Silicio (SiO_2) - cuyas partículas tienen un tamaño aproximado mil veces menor que la mejor carga de cuarzo. Además el Aerosil asemeja una esponja en su capacidad de absorber líquidos durante el proceso, lo que en el caso del ISOSIT significa el enlace permanente de la partícula a la matriz de la resina.

COMPARACION DEL TAMANO



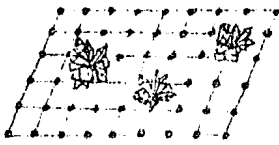
Fig. No. 1

La ilustración No. 2 subdividida, muestra los resultados de ambos sistemas, el de ISOSIT y el de composites. La parte superior muestra las partículas de cuarzo que sobresalen de la malla (enrejado) de la matriz. El cuarzo es mantenido en su lugar gracias a la irregularidad de su forma pero no está enlazado con la matriz.

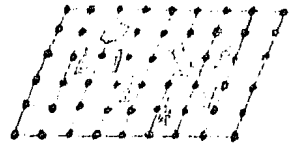
En la parte inferior de la ilustración se puede observar que con el ISOSIT no solo se presenta el enlazamiento (enrejado) en la matriz sino también a través de las partículas de la carga.

Aunque el ISOSIT usa la matriz de la fórmula Bowen no es realmente un composite porque está formado por un solo elemento y no es un sistema de varios elementos como el que se usa en los composites convencionales.

COMPARACION DE LA SUPERFICIE PULIDA ISOSIT CON
LA DE COMPOSITES



COMPOSITE



ISOSIT

Fig. No. 2

Un detalle importante que tiene mucho que ver con la calidad de la superficie del material del frente estético, es la reflexión de la luz, ya que la capacidad de reflexión luminosa de una superficie, es decir la capacidad para reflejar los ra yo s l u m i n o s que recibe depende principalmente:

- De la constitución de la superficie
- Del color de la misma
- De la inclinación de dicha superficie con relación a los ra yo s l u m i n o s.

Las superficies suaves, brillantes y lisas, reflejan la luz con tanta mayor fuerza que las superficies irregulares o espesas ya que estas últimas descompondrán los rayos luminosos en todas direcciones provocando que ópticamente se pierdan nociones de forma y color.

Por lo tanto una superficie de ISOSIT tendrá mayor capacidad de reflejar la luz que una superficie de acrílico.



SUPERFICIE LISA



SUPERFICIE IRREGULAR

La exactitud del recubrimiento oclusal puede aumentarse de manera significativa, reduciendo los trabajos del laboratorio y el tiempo de ajuste en el consultorio.

Las deformaciones de los puentes grandes, debidas a la contracción del material, son totalmente eliminadas.

Además de su durabilidad y resistencia a la abrasión mencionadas con anterioridad, la homogeneidad del ISOSIT así como su densa estructura molecular lo torna más resistente a los ataques de los líquidos orales.

Las pruebas de duración efectuadas en cloroformo y monómero no mostraron cambio o deterioro en la integridad de la superficie.

Como el ISOSIT no es un metilmetacrilato, no puede ser causa para posibles lesiones del tejido por liberación de monómero.

El ISOSIT es más adaptable al ambiente oral ya que su dureza se aproxima a la de los dientes naturales y por esto es más compatible con la dureza de los antagonistas.

Se han hecho, además, estudios universitarios durante un período de 5 años los que demostraron que el ISOSIT no sufre abrasión clínica significativa.

VENTAJAS DEL ISOSIT SOBRE OTROS MATERIALES.

ISOSIT permite el uso de todo tipo de aleaciones preciosas o no preciosas para coronas y puentes. Esto no solo reduce los gastos de laboratorio, sino que tiene beneficios clínicos tales como mejor color y posibilidad de pulir al alto brillo.

Su resistencia a la flexión y su capacidad para absorber im

pactos permite el uso de armazones que no requieren rigidez de los usados para cerámica, por consiguiente se transmite menos carga a los dientes soporte, a ligamentos parodontales, a hueso y a los tejidos blandos.

ISOSIT tiene alta resistencia a la flexión y por esto una gran resistencia a fracturas por carga.

A diferencia de las restauraciones de porcelana que una vez cementadas se fracturan y tienen que ser removidas para su reparación, ISOSIT puede ser reparado directamente en la boca, usando un composite especial que produce reparaciones invisibles, funcionales y estéticas.

La resistencia a la abrasión es 500 veces mayor que la de los acrílicos. Esto permite restauraciones de máxima vida útil, sin la indeseable abrasión y/o la decoloración causada por la absorción de líquidos de la boca o por otros cambios químicos a que están sujetos los acrílicos en boca.

ISOSIT es muy estable e inerte, no absorbe líquidos ni sufre cambios de dimensiones, tampoco permite adherencia de placa por lo que no es tan fácilmente atacado por manchas.

La técnica ISOSIT, aunque requiere toda la habilidad técnica normal, no es un sistema crítico. El proceso es muy simple y rápido, con el que cada vez se logran restauraciones densas, resistentes y libres de porosidades. No habrá motivo de preocupación por posibles errores técnicos, como por ejemplo, la formación de porosidades o fallas de adhesión.

Los cambios de contornos, inclusive el abrillantado se pueden realizar en el consultorio, sin necesidad de molestos y costosos viajes al laboratorio.

Ofrece seguridad y facilidad en el momento del tratamiento. Puede ser recontorneado o ajustado e inmediatamente volverse a pulir al alto brillo en el sillón, eliminando la necesidad de regresar al laboratorio el trabajo para un reglaseado o cambios mayores, como su contracción es mínima, se eliminan pérdidas de tiempo en ajustes y reglaseo.

ISOSIT es un material sumamente noble dado que su resistencia a las fracturas y a la abrasión es muy amplia, claro, ningún material está exento de algunos fracasos. Sin embargo, ISOSIT nos permite obtener reparaciones sin tener que remover la prótesis de la boca, éste es un factor muy importante en lo que se refiere a tiempo, economía y molestias al paciente.

C A P I T U L O I V

PREPARACIONES INDICADAS

CORONA TOTAL CON FRENTE ESTETICO.

Una corona total con frente estético, es una corona colada entera con un frente de algún material semejante al diente natural, en cuanto a textura y color, que recubre su cara vestibular y unas partes de sus caras proximales, la resistencia de una corona con frente estético a las fuerzas oclusales se compara favorablemente con la de una corona completa de metal.

Se utiliza como restauración única, como anclaje de puente o en pilares para soporte y retención de una prótesis parcial. Por su propiedad de pasar desapercibida al lado de dientes anteriores o por imitar muy bien sus variaciones de color, a la corona total con frente estético le falta muy poco para igualar el efecto estético de una corona funda de porcelana.

Para conservar una armonía y la salud de la encía, la corona con frente estético ha de mantenerse dentro de los límites de la forma, contorno y dimensiones del diente íntegro. Por supuesto hay excepciones, por ejemplo, cuando se trata de un diente en mala posición o no es posible mejorar por medios ortodónticos el ancho o la estrechez excesivas del tramo protético; aún así se considerará atentamente el efecto del contorno alterado sobre la salud de los tejidos gingivales y la posibilidad de lesionar las estructuras de soporte por aumento del ancho o espesor de la corona.

Los factores más importantes que rigen la construcción de coronas y puentes con frente estético son:

- 1.- Selección de color antes de comenzar el desgaste.
- 2.- Preparación del diente.
- 3.- Realización de colados ajustados, lisos, de porosidad mínima.
- 4.- Resistentes a la deformación y que reproduzca la continuación de las bandas estrechas del contorno natural del área cervical.
- 4.- Modelado de coronas que ofrezcan una forma dentaria anatómica normal y agradable.
- 5.- Imitación del color de los dientes naturales.
- 6.- Soldadura de las aleaciones.
- 7.- Duración.
- 8.- Mantenimiento o reparación.

La extensión del frente estético depende de:

- 1) Los parámetros estéticos establecidos para cada caso.
- 2) Si el frente estético es de porcelana o de resina.
- 3) La relación del diente por restaurar con los dientes vecinos.
- 4) Oclusión.
- 5) La cantidad de reducción que permite el diente.

INDICACIONES.

El objeto de todo procedimiento de operatoria dental sobre un diente es, antes que nada, la conservación de la estructura dentaria. Si se acepta este concepto la corona metálica con frente estético no puede considerarse precisamente como una restauración conservadora, pues ella exige gran reducción de la estructura dentaria y un extenso contacto con el tejido gingival. No obstante está indicada en cualquier diente donde se justifique una corona desde el punto de vista restaurativo o preventivo, cuando es factible lograr su armonía con los dientes vecinos y antagonistas, o su colocación favorezca la estética, cuando se requiera la máxima retención y sea factible obtenerla y cuando se ase-

gura la función.

La corona con frente estético se utiliza en cualquier diente vital si después de haberse tallado el hombro cervical, queda suficiente dentina coronaria para resistir la fractura, o si es posible reforzar la estructura dentaria remanente mediante una incrustación a "pins", o una amalgama con refuerzo a pins. También se usa en dientes desvitalizados previo refuerzo con un muñón a perno, o previa reconstrucción del diente por otros medios. Se opta asimismo por ese tipo de restauración cuando debido al tipo de oclusión la corona de porcelana podrá romperse o abrasionarse al poco tiempo, o cuando la longitud o forma del diente por restaurar es tal que solamente que una restauración metálica bien adaptada tendrá una retención prolongada.

CONTRAINDICACIONES.

La corona con frente estético está contraindicada en dientes con cámaras pulpares grandes, de tal modo que su tamaño impida una preparación correcta del diente, y en dientes de corona clínica muy corta cuya retención y estabilidad serán insuficientes después de haberse desgastado el diente para proveer espacio para el metal y el frente estético.

PREPARACION DEL DIENTE:

Se facilita la preparación del diente y disminuyen las dificultades si se tienen en cuenta los siguientes factores:

- 1) Estudio minucioso de radiografías y modelos y valoración de posibilidades;
- 2) Recordar que el diámetro de los contornos expuestos vestibular y lingual disminuye bruscamente por dentro del surco gingival;
- 3) Tener en cuenta que no siempre se repara la lesión del periodonto y tejido gingival;

- 4) Reconocimiento de la forma y profundidad de la reducción necesaria en la corona dentaria preparada para asegurar la retención y permitir la reproducción del contorno normal del diente y suficiente espesor del material para el calor adecuado.

Se requiere que haya un cierto espesor, igual o mayor que en la corona funda para cumplir con los requisitos del calor y translucidez en un frente estético. La preparación será una combinación de la corona entera de metal y de la corona funda si es que se quiere asegurar una forma adecuada, así como el color y la mínima visibilidad de metal.

Para valorar la receptividad de un diente dado para la preparación de una corona con frente estético, se verificarán los siguientes factores.

- 1) Longitud de la corona clínica.
- 2) Volumen vestibulolingual en el tercio inicial de un diente anterior.
- 3) Presencia o ausencia de un cingulo bien definido en un diente anterior.
- 4) Convexidad del reborde del esmalte cervical.
- 5) Extensión de los cuernos pulpares en relación con el ancho mesiodistal del cuello del diente.
- 6) Relación de la pulpa del diente con el borde incisal o superficie oclusal del diente.
- 7) La relación supuesta de la pulpa con las caras vestibular y lingual.
- 8) Posición de las zonas de contacto (vestibular o lingual con respecto de la posición normal).
- 9) Profundidad del surco gingival.

- 10) Altura de las curvas del surco gingival en las caras mesial y distal
- 11) Dirección del paso de inserción elegido.

Los factores 1, 2, 3, se consideran conjuntamente si el diente se utilizará como anclaje de puente porque su preparación ha de resistir la torsión y el brazo de palanca. En sentido incisocervical u oclusocervical la preparación terminada será mayor - que la mitad de la longitud de la restauración colocada, y asimismo tendrá metal que rodee el cingulo o en linguocervical sin que el hombro rodee todo el diente. Si un diente es demasiado - delgado en su mitad incisal, o es muy corto, toda vez que no se haya recurrido a algún medio para aumentar la retención, generalmente, el muñón no será lo suficientemente resistente como para soportar las fuerzas de dislocación, a causa del desgaste que se requiere para proveer lugar para el armazón metálico y el material estético en el borde incisal o cúspide vestibular.

CRITERIO PARA GUIAR LA REDUCCION DE DIENTES.

La dimensión mesiodistal de los cuernos pulpaes puede invalidar el diente para la preparación de una corona con frente estético, o descartarlo definitivamente si el cuello del diente es angosto. El desgaste del diente será el suficiente para que la corona que se construya tenga el color y volumen adecuados; sin que se altere la forma de los nichos, lo cual puede no ser factible si no hubo recesión pulpar. Si tal desgaste es impracticable, no se procederá a la preparación de la corona con frente estético.

Con el fin de que la construcción de una corona con frente estético sea correcta, debe haber un espacio libre de 2 mm. a lo largo de un borde incisal de un diente anterior, o de la mitad vestibular de la superficie oclusal de un diente posterior. Este requisito elimina algunos dientes de cámaras pulpaes irregula-

res irregulares en cuanto a su forma y con cuernos pulpares que se extienden muy hacia incisal u oclusal.

La proximidad de la pulpa a la cara vestibular no puede controlarse radiográficamente, pero es preciso valorarla. Es conveniente sopesar la posibilidad de que la pulpa se halle muy próxima a esa cara como para darle la suficiente profundidad a la preparación de esa zona (de 1.4 mm. por lo general), porque no son raras las exposiciones pulpares en ese sitio. Si bien la endodoncia es un valioso auxiliar de la operatoria, es mejor hacer lo posible por evitarlo. Las mayores posibilidades para el mejor servicio siempre se dan al utilizarse dientes vitales.

Una larga observación de pacientes en quienes se realizaron preparaciones con extensión cervical o hasta más allá de la inserción periodontal, ha convencido a los autores que ello es una práctica inconveniente; hágase ésta por vestibular, lingual, o proximal. Sin considerar la profundidad del surco gingival en la zona, 1 mm. por debajo de la cresta gingival es suficiente para cualquier preparación, y en la mayoría de los casos alcanza con 0.5 mm. La extensión apical de la preparación no excederá la mitad de la profundidad del surco gingival, sobre todo si éste es playo.

Es conveniente examinar los modelos con el analizador para determinar el patrón de inserción más ventajoso para todos los pilares y el más adecuado para armonizar con el criterio que se acaba de exponer.

PASOS PARA LA PREPARACION CORONA TOTAL CON FRETE ESTETICO EN PIEZAS ANTERIORES.

- 1.- Con fresa de pera o rueda de coche se desgasta la cara palatina desde el cingulo hasta el borde incisal aproximadamente de 1.5 a 2 mm. dependiendo del choque del antagonista.

- 2.- Con fresa de rueda de coche se desgasta el borde incisal -- aproximadamente 3 mm. respetando los ángulos disto y mesio incisal para formar dos aletas proximales.
- 3.- Con fresa de flama se marca un surco en el eje longitudinal de la corona con una profundidad aproximada de 1 a 1.5 mm. Este surco nos servirá de guía para el paralelismo. Con esta fresa se inicia el desgaste primero hacia un lado y luego hacia el otro, hasta emparejar el corte de la cara vestibular. Al realizar este desgaste el punto de contacto se fractura, permitiendo libre acceso a las caras proximales.- El desgaste de esta cara podrá ser hasta de 2.5 mm. y esto dependerá de la vestibularización de la pieza y también del tamaño de la cámara pulpar. Es importante que el desgaste de esta cara se tome como referencia de inicio de corte - 1 mm. del borde cervical con el fin de permitir el acceso de una fresa cilíndrica para el terminado gingival.
- 4.- Con fresa cilíndrica se inicia el desgaste de las caras proximales pudiéndose realizar el corte desde la cara vestibular pasando por las caras proximales y cara palatina, realizando con esto un hombro, el cual deberá ir medio milímetro por debajo del borde libre de la encía.
- 5.- Hay que tener las siguientes consideraciones para la elaboración de este retenedor ya que el medio de retención está dado únicamente por el paralelismo y ligera convergencia en sus cortes:
 - a) El corte en vestibular es totalmente convergente en sentido cérvico-incisal teniendo cuidado con la anatomía de esta cara, aunque generalmente casi llega a desaparecer.
 - b) Los cortes proximales nos darán una máxima retribución.

por lo que es necesario realizarlos con sumo cuidado, - dichos cortes son paralelos entre sí, teniendo una ligera convergencia en sentido cérico-incisal aproximadamente de 95 a 100° en relación con el hombro.

- c) Otro elemento retentivo es el corte en la cara palatina. En este corte se deberá tener cuidado de seguir la anatomía de dicha cara y darle una ligera convergencia en sentido cérico-incisal como se ha realizado en las preparaciones anteriores.
- d) El desgaste del borde incisal dependerá de qué tan larga sea la corona clínica en relación con sus caras proximales.

6.- Con fresa de flama sin estrías de corte se realiza el bisel del hombro y se redondean los ángulos correspondientes al borde incisal.

PASOS PARA LA PREPARACION CORONA TOTAL FRENTE ESTETICO EN PIEZAS POSTERIORES.

- 1.- Desgaste la cara oclusal siguiendo su anatomía. Este desgaste será aproximadamente de 3 mm dependiendo del choque con la pieza antagonista. El corte se hace con fresa en forma de barril en forma de rueda de coche.
- 2.- Con fresa de fisura o flama se realiza el desgaste de la cara vestibular. Se tendrá cuidado de realizar el corte 1 mm antes de la zona gingival para dar espacio y guía para el hombro de la preparación. Este desgaste lleva una convergencia en sentido cérico-incisal y su angulación es aproximadamente 10°.
- 3.- Con fresa de fisura se continúa el desgaste de la cara vestibular hacia las caras proximales, las cuales han sido pre

viamente separadas por el palo de naranja. Este desgaste debe ser aproximadamente de 5° en sentido cérico-oclusal y paralelos entre sí y con relación a las piezas contiguas.

- 4.- Con fresa cilíndrica se realiza un hombro, el cual irá medio milímetro del borde libre de la encía. Este desgaste se empezará por vestibular, pasando por la cara mesial o distal y continuándolo por la cara palatina hasta unirse con la otra cara proximal. Hay que observar en este paso que al estar realizando el hombro, se deberá conservar tanto la angulación de la cara vestibular como las caras proximales y con esta misma convergencia hacia oclusal que puede ser de 5° a 9° .
- 5.- Este hombro será biselado y se redondean las cúspides tanto palatinas como vestibulares.

TERMINADOS GINGIVALES.

Tenemos tres tipos de terminados gingivales:

1. Terminado en hombro.
2. Terminado en bisel.
3. Terminado hombro con bisel.

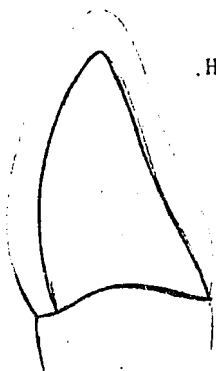
- 1.- Terminado en hombro.- Este tipo de terminado se utiliza tanto en piezas anteriores como posteriores y requiere de un desgaste o superficie de chaflán de aproximadamente 1 mm su selado es bueno siempre y cuando la superficie del hombro sea homogénea.
- 2.- Terminado en forma de bisel.- En éste la característica principal es que el chaflán quede en punta o bisel, pero presenta en ocasiones el inconveniente de no permitir la observación real de la línea de terminado gingival por lo que en ocasiones se queda corto el metal en esta línea, o bien hay

sobre exceso de metal, el cual puede ocasionar alaraciones parodontales. Este terminado puede ser usado siempre y cuando tenga una buena operatoria, fresas adecuadas y buenas impresiones, generalmente este terminado va combinado con el hombro con bisel. Las caras en las cuales generalmente se utilizan es en mesial, palatino y distal.

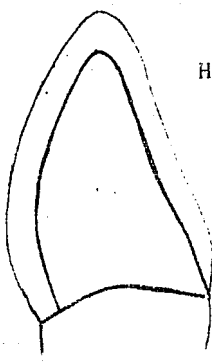
- 3.- Terminado en forma de hombro con bisel.- En la actualidad este tipo de terminado es el que más se utiliza, ya que nos da la ventaja de un mejor asentamiento de la corona sobre el hombro y un mejor sellado gracias al bisel de dicho hombro. También da mejores cualidades para las tomas de impresión y en este caso la línea de terminado gingival puede ser observada en forma uniforme por todas sus caras permitiéndonos la mejor adaptación del retenedor de la preparación (En caso de prótesis).

TERMINACIONES GINGIVALES

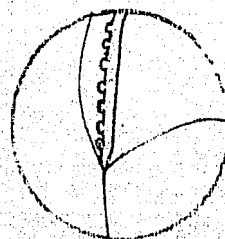
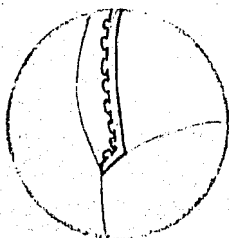
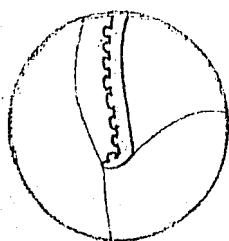
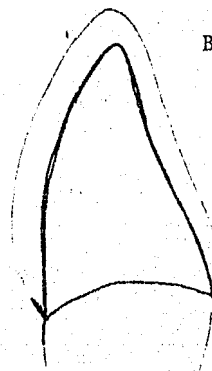
HOMBRO



HOMBRO CON BISEL.



BISEL



C A P I T U L O V

MATERIALES PARA IMPRESION

Los procedimientos técnicos que requieren el uso de un modelo de los dientes y tejidos adyacentes, exigen gran exactitud. La exactitud puede ser considerada bajo dos puntos de vista: reproductibilidad de detalles y estabilidad dimensional. El primero está referido al grado de registro del material de impresión y es principalmente función de su viscosidad. La necesidad de reproducir detalles delicados varía según el procedimiento considerado.

Las impresiones para coronas o puentes requieren mayor exactitud en este aspecto. Diferentes tipos de materiales para impresión tienen distintas posibilidades de reproducir, y para cada tarea en particular, hay que seleccionar el material adecuado.

Un material con buena estabilidad dimensional es el que mantiene su forma y tamaño durante un lapso prolongado. En términos prácticos es aquel que puede ser conservado durante 24 a 48 horas con mínima distorsión. Es deseable que exista muy poco o ningún cambio dimensional hasta que la impresión sea vaciada, cualquiera sea la sustancia utilizada para confeccionar el modelo.

Los cambios dimensionales que se producen en la boca mientras el material endurece o fragua son de obvia importancia y es de desear que también sean mínimos.

Los problemas de la estabilidad dimensional pueden estar asociados con la reacción de fraguado, los cambios de temperatura y humedad y la pérdida o toma de sustancias por parte de la impresión. Los cambios de la impresión debidos a la elasticidad del -

material y su aplicación clínica en particular, serán analizados posteriormente.

El material para impresión puede introducirse en muchas zonas retentivas de la boca, en especial la mitad gingival de la corona de los dientes. Si tiene viscosidad suficientemente baja, fluirá en el espacio interdentario para reproducirlo, al retirar la impresión, esos pequeños espesores de material tienden a desgarrarse. El material para impresión necesita tener la resistencia exacta como para romperse sólo en un punto y permitir su retiro de la boca sin dejar fragmentos en ella.

Para conveniencia del paciente y del odontólogo los materiales para impresión deben fraguar o endurecer en la boca rápidamente después de ser colocados. Sin embargo, también es necesario que tengan un adecuado tiempo de trabajo para permitir su mezcla, cargarlos en la cubeta y llevarlos a la boca. Durante este último procedimiento, el material debe tener viscosidad bastante reducida como para permitir su íntima adaptación a los tejidos a reproducir. Algunas técnicas de impresión en odontología restauradora son más complejas y el tiempo adicional para el trabajo es útil para permitir realizarlas antes de que el material fragüe. Además del factor tiempo, la aceptabilidad por parte del paciente también aumenta si el olor y sabor es agradable y si puede ser utilizado el material en cantidad mínima.

Como los materiales para impresión entran en contacto con extensas zonas de la mucosa bucal, es importante que no sean tóxicos ni irritantes, por cierto, la mayoría de los materiales empleados satisfacen este requisito. Algunos pacientes, sin embargo, pueden ser hipersensibles o alérgicos a algunos tipos de materiales para impresión; en esos casos deben ser evitados.

Aunque los materiales para impresión pueden ser clasificados de varias formas diferentes, con frecuencia son divididos en

elásticos y no elásticos. Los materiales no elásticos son: el yeso París, compuestos para impresión o termoplásticos, pasta cínquenólica y ceras.

Los materiales elásticos son: Los hidrocoloides reversible e irreversible y los elastómeros sintéticos como son la silicona polisulfuro y poliéster.

Por definición, un material elástico para impresión tiene que transformarse de un estado fluido a uno sólido altamente elástico en las condiciones existentes en el medio bucal.

MATERIALES PARA IMPRESION ELASTICOS.

De este tipo de materiales estudiaremos los más frecuentemente utilizados en la práctica odontológica.

HIDROCOLOIDES IRREVERSIBLES O ALGINATOS.

Los hidrocoloides irreversibles para impresión son presentados en forma de un polvo. Al ser mezclado con agua resulta en un sol viscoso que es llevado a la boca en una cubeta apropiada. Después de un tiempo, que varía de un producto a otro, se forma un gel elástico y puede ser retirada la impresión. Los componentes principales de estos materiales son sales del ácido algínico, un derivado de las algas marinas, y por ello se denominan alginatos.

El principal componente reactivo es una sal soluble de ácido algínico como el elginato de sodio, potasio o amonio. El alginato de sodio es quizá el más utilizado y está presente en el polvo en una proporción de alrededor del 12%. Este reacciona con iones calcio para formar un alginato de calcio insoluble. La fuente de estos iones calcio es el sulfato de calcio, también presente en un 12%. Para evitar la gelación inmediata, al realizar la mezcla con agua también hay que incorporar un retardador, consti

tuido por sales, como el fosfato de sodio y el fosfato trisódico las cuales reaccionan en forma preferencial con el sulfato de calcio, de manera que los iones de calcio no pueden reaccionar con el alginato de sodio hasta que se haya agotado el retardador. Con una contracción de fosfato trisódico del 2% es posible obtener un retardo que brinda al profesional un adecuado tiempo de trabajo. El sulfato de calcio es utilizado como proveedor de iones calcio, debido que es una sal ligeramente soluble y libera los iones lentamente. Con una sal más soluble como el cloruro de calcio la reacción sería casi inmediata y no podría ser controlada la gelación.

Para mejorar la cohesión y disminuir la pegajosidad de la mezcla hay que incorporar una alta proporción (hasta 70%) de un relleno inerte. Con este propósito es utilizada la tierra de diatomeas, obtenida a partir de restos silíceos de pequeñas plantas acuáticas denominadas, precisamente, diatomeas.

Como en cualquier material para impresión, el tiempo de fraguado de un alginato debe ser controlado, a fin de combinar un adecuado tiempo de trabajo con un corto lapso de permanencia en la boca. Este control está principalmente en manos de los fabricantes que regulan la concentración de los retardadores y recomiendan una determinada relación polvo-agua. Es preferible evitar modificaciones de esta relación ya que, en general, están asociadas con cambios en la consistencia del sol y en las propiedades finales de la impresión. El clínico puede influir sobre la velocidad del fraguado. Los cálculos del fabricante están basados en el uso de agua a temperatura ambiente. Un tiempo de fraguado de 2-5 minutos es aceptable, aunque algunos productos fraguan en menos de dos minutos.

El alginato debe ser mezclado en una taza flexible con una espátula grande y ambos implementos deben estar limpios. La contaminación con yeso, por ejemplo, podría acelerar el fraguado,

al proveer de calcio adicional a la mezcla. El espatulado rápido contra las paredes de la taza debe ser realizado durante el tiempo recomendado, que es generalmente de un minuto. La mezcla insuficiente produce un "mojado" inadecuado, falta de homogeneidad y menor resistencia final, ya que las fibrillas del gel son destruidas a medida que se forman y también se reduce el tiempo de trabajo.

La impresión debe ser retirada con un movimiento rápido, ya que los hidrocoloides se comportan más elásticamente en esas condiciones. El retiro lento involucra largos períodos de distorsión que deben ser evitados ya que la estructura fibrilar se altera, impidiendo que la recuperación posterior sea total. En este aspecto los movimientos de balanceo son los mas perjudiciales. En este aspecto la recuperación es más cercana a la totalidad si el retiro es hecho rápidamente.

La impresión recién obtenida debe ser lavada con agua para eliminar de ella la saliva antes de proceder al vaciado.

Los alginatos para impresión no son tóxicos ni irritantes, es un material muy utilizado.

ELASTOMEROS SINTETICOS.

Estos materiales para impresión están basados en polímeros sintéticos similares al caucho. Al principio son de peso molecular relativamente bajo y de consistencia fluida, pero al ser mezclados con un reactor apropiado, experimentan un aumento del grado de polimerización y entrecruzamiento químico de sus cadenas, de manera que es obtenido un sólido elástico. Esta transformación constituye la base para usarlos como materiales para impresión.

En la mayoría de los elastómeros sintéticos la polimerización se produce por medio de una reacción por condensación. Esto

determina la formación de subproductos, lo que provoca una pequeña contracción durante la polimerización, especialmente si el producto es volátil. Como las moléculas se reorientan durante la polimerización, tienden a ocupar un espacio menor y esto explica la restante contracción de polimerización. Aunque la mayor parte de esta contracción continúa durante un lapso prolongado. Aunque los cambios dimensionales varían, los materiales en los que se libera un subproducto volátil son los que experimentan mayor contracción aunque la cantidad es, de todas maneras, bastante pequeña.

Los elastómeros sintéticos tienen un coeficiente de expansión térmica relativamente elevado. Este quizá representa un factor de cambio dimensional de la impresión, más importante que los antes considerados. Las impresiones pueden sufrir diversos cambios de temperatura. El primero se produce al transferirla del ambiente bucal a temperatura ambiente, y este es probablemente el mayor. Al enviar la impresión al laboratorio se producen fluctuaciones subsiguientes en la temperatura.

La contracción de un elastómero para impresión se produce, por lo tanto, por tres causas: continuación de la reacción de polimerización, pérdida de componentes o subproductos volátiles y contracción térmica. Estos factores influyen en cierto grado en la exactitud dimensional pero por lo general, no en una magnitud tal que perjudique el uso de los materiales en la toma de impresiones. La estabilidad dimensional de los elastómeros sintéticos varía de un producto a otro, pero es superior a largo plazo, que la de los hidrocoloides. Si no es posible obtener el modelo en forma inmediata o a corto plazo después de obtenida la impresión, los elastómeros son el material de elección. Otros factores, que influyen la manipulación y la aceptación por parte del paciente, también avalan la selección de los elastómeros sintéticos para impresiones de precisión.

La reproducción de detalles de los elastómeros sintéticos es muy buena. Es claro que la viscosidad en que se presentan es importante y ésta depende de la cantidad de relleno que contienen. Con la mayoría de los productos es provista una pasta de baja viscosidad y ésta registra una cantidad de detalles que la mayoría de los materiales para modelos y troqueles no son capaces de reproducir. Sin embargo, la falta de relleno produce estabilidad dimensional inferior, como resultado de la contracción, tal como ya fue analizado.

Aunque los elastómeros sintéticos, en general, no son tóxicos ni irritantes, el sabor y olor de algunos de ellos es cuestionados por algunos pacientes. También es posible que generen hipersensibilidad a algunos productos. Los tiempos de polimerización o fraguado varían entre 4 y 10 minutos y el uso de los materiales más lentos puede ser incómodo desde este punto de vista.

Los elastómeros sintéticos pueden ser clasificados de acuerdo con la química de su componente principal. Existen fundamentalmente tres grupos: siliconas, polisulfuros o poliésteres. Una cuarta variedad, el politioéter, ha sido introducida últimamente.

SILICONAS.

Los elastómeros de silicona son polímeros basados en una cadena de polisiloxano, cuya forma más frecuente es el polidimetil siloxano con grupos terminales oxidrilo. La longitud de las cadenas determina la viscosidad del material y las propiedades físicas del material de fraguado. Las cadenas más largas forman un sólido mientras que las de menor peso molecular son líquidas. Estos líquidos de bajo peso molecular son utilizados como materiales de impresión.

Existen varias presentaciones de las siliconas para impresión. La base es suministrada en forma de pastas de viscosidad

La reproducción de detalles de los elastómeros sintéticos es muy buena. Es claro que la viscosidad en que se presentan es importante y ésta depende de la cantidad de relleno que contienen. Con la mayoría de los productos es provista una pasta de baja viscosidad y ésta registra una cantidad de detalles que la mayoría de los materiales para modelos y troqueles no son capaces de reproducir. Sin embargo, la falta de relleno produce estabilidad dimensional inferior, como resultado de la contracción, tal como ya fue analizado.

Aunque los elastómeros sintéticos, en general, no son tóxicos ni irritantes, el sabor y olor de algunos de ellos es cuestionados por algunos pacientes. También es posible que generen hipersensibilidad a algunos productos. Los tiempos de polimerización o fraguado varían entre 4 y 10 minutos y el uso de los materiales más lentos puede ser incómodo desde este punto de vista.

Los elastómeros sintéticos pueden ser clasificados de acuerdo con la química de su componente principal. Existen fundamentalmente tres grupos: siliconas, polisulfuros o poliésteres. Una cuarta variedad, el politioéter, ha sido introducida últimamente.

SILICONAS.

Los elastómeros de silicona son polímeros basados en una cadena de polisiloxano, cuya forma más frecuente es el polidimetil siloxano con grupos terminales oxidrilo. La longitud de las cadenas determina la viscosidad del material y las propiedades físicas del material de fraguado. Las cadenas más largas forman un sólido mientras que las de menor peso molecular son líquidas. Estos líquidos de bajo peso molecular son utilizados como materiales de impresión.

Existen varias presentaciones de las siliconas para impresión. La base es suministrada en forma de pastas de viscosidad

variada o como una masa de tipo masilla. Rellenos inertes, como sílice, dióxido de titanio y óxido de cinc modifican la viscosidad. Los tipos masilla contienen una proporción muy elevada de relleno. Lo más común es que el reactor sea suministrado en forma de líquido, aunque también existen algunos en forma de pastas. Estos contienen un activador o catalizador y un agente de cadenas cruzadas. El primero es un compuesto orgánico de estaño, tal como el octanoato de estaño o el dilaurato de butilo y estaño. Han sido utilizados distintos tipos de agentes de cadenas cruzadas, pero la mayoría son silicatos tetra-alquílicos, mientras que en los primeros productos eran utilizados siloxanosorgano-hidrogenados.

Las siliconas son los más elásticos de los elastómeros para impresión. Después de sufrir una deformación del 12%, la deformación permanente al retirar la carga es del 1-2% en comparación con 4% para los polisulfuros.

Las siliconas para impresión son limpias, agradables para trabajar y tienen un tiempo de fraguado clínico de alrededor de 4 minutos. A menudo es difícil lograr la distribución uniforme del reactor en la base, si es líquido. Este problema es más evidente cuando mezclamos un reactor líquido con una base de tipo masilla. En este caso la velocidad de reacción puede ser diferente en algunas partes de la impresión. Es más fácil incorporar un reactor en forma de pasta de color que contraste con la base. En algunos productos los contenidos del reactor líquido tienden a cristalizarse en el extremo del dispensador. Esto modifica la composición del reactor y puede también influir en el volumen de las gotas obtenidas. Algunos compuestos organometálicos son tóxicos y el reactor debe ser manipulado lo menos posible. Una mezcla adecuada evita que un exceso de estos componentes quede libre en el material para impresión en el momento de la colocación en la boca del paciente.

Como algunos productos contienen tanto el activador como el agente de cadenas cruzadas, en un líquido o pasta se puede producir su deterioro gradual, esto puede impedir que el material polimerice cuando sea utilizado. La causa de esto es la inestabilidad del silicato tetra alquílico, especialmente en presencia del activador con estaño. La pasta puede experimentar algo de entrecruzamiento de sus cadenas en forma espontánea.

POLISULFUROS.

Los polisulfuros a veces son denominados elastómeros de Thiokol, ya que fue la corporación Thiokol la que desarrolló por primera vez un polímero similar al que constituye la base de estos productos también. Este material también puede serle aplicado al término mercaptano, ya que contiene grupos -SH. Con alguna frecuencia también son denominados cauchos. Son utilizados en forma de dos pastas que al ser mezcladas producen un sólido elástico. Existe una gama de viscosidades, pero algunos productos son suministrados con un diluyente para reducir la viscosidad de un material base.

Una pasta contiene el polímero líquido; éste es viscoso y con relleno inerte, generalmente el dióxido de titanio, forma una pasta de viscosidad variable según la proporción en que sean mezclados. El reactor contiene un agente oxidante más utilizado es el dióxido de plomo. Esta sustancia le otorga color marrón a la pasta. Para obviar ciertas dificultades derivadas del dióxido de plomo han sido usadas algunos otros agentes oxidantes, aunque en la práctica no necesariamente son mejores, ya que pueden producir algunos inconvenientes. Pueden ser, hidroperóxidos orgánicos como el hidroperóxido de cumeno y sales de cobre, que le imparten colores característicos a las pastas rectoras. La concentración del peróxido de plomo oscila entre un 52 y 82 por ciento.

La estabilidad dimensional de los elastómeros de polisulfuro es buena. Sólo las siliconas que polimerizan por adición son

superiores en este aspecto. Los materiales que emplean reactores que no son el dióxido de plomo presentan algunos problemas. Los hidroperóxidos orgánicos son volátiles y, al perderlos, el material fraguado se contrae, distorsionando la impresión. Las sales de cobre permiten obtener buena estabilidad dimensional, pero el producto final es inestable. La elasticidad de los polisulfuros no es tan buena como la de las siliconas y, en sentido, existen diferencias entre distintas marcas comerciales.

El dióxido de plomo determina que el material sea difícil de trabajar y el olor del polímero es desagradable para algunos pacientes. El tiempo de polimerización algo prolongado puede representar otra fuente de incomodidad para el paciente; oscila entre 4 a 8 minutos, pero a veces pueden ser necesarios 10 minutos para lograr un fraguado y elasticidad adecuados. El calor y la humedad aceleran la reacción. Aunque el tiempo de fraguado puede ser disminuido incorporando una gota de agua a la mezcla, es difícil controlar su efecto y, por lo tanto, la práctica no es recomendable.

Los elastómeros han sido utilizados ampliamente en prótesis y sus propiedades los hacen ideales para las impresiones en trabajos de coronas y puentes. En estos casos es necesario un material de elevada exactitud, ya que un pequeño error puede determinar que el ajuste de la restauración sea aceptable. Generalmente son tomadas las impresiones combinando el uso de pasta baja y de alta viscosidad para lograr buena reproducción de detalles, a los que contribuye la primera y gran estabilidad dimensional y resistencia a partir de la segunda. Las técnicas para la toma de impresión serán descritas en otro capítulo.

TOMA DE IMPRESION.

Como en cualquier tratamiento de prótesis, la toma de impresión es un aspecto que reviste una gran importancia para el éxito del tratamiento.

La impresión por ser una reproducción de los tejidos duros y blandos del área de trabajo, debe ser por lo tanto, lo más exacta y fiel posible; para lograr la fidelidad y exactitud requeridas para un buen trabajo es indispensable utilizar una técnica de impresión lo más completa, que nos brinde los mejores resultados.

Existen muchas técnicas de impresión, desde lo más sencillo hasta lo más sofisticado, en esta ocasión hablaremos de la técnica que para nosotros es la más adecuada para la elaboración de coronas y prótesis con preparaciones de coronas totales.

Esta técnica consiste en una impresión combinada, ya que se utilizan varios materiales de impresión.

MATERIAL:

Alginato, yeso piedra, acrílico autopolimerizable; separador para yeso y acrílico, pincel; silicón pesado y ligero, hilo retractor de encía, godete de vidrio, espátula para mezclar acrílico.

PROCEDIMIENTO:

- 1.- Se toma una impresión lo mejor posible en alginato, del área de trabajo.
- 2.- Se corre el modelo en yeso piedra y se limitan los cuellos de los dientes en las preparaciones.
- 3.- Se coloca separador al modelo de yeso.
- 4.- Se prepara el acrílico en el godete y se procede a cubrir los muñones para elaborar cofias individuales.
- 5.- Por la parte incisal se coloca una banda de acrílico para unir todas las cofias.
- 6.- Una vez polimerizado el acrílico, se retira del modelo y se limitan los cuellos quitando excedentes y posteriormente se

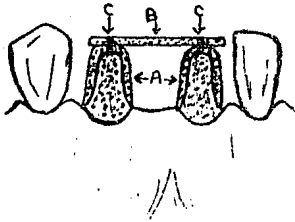
hacen perforaciones en la parte más superior de las cofias con una fresa de bola del número 4.

Hasta aquí hemos obtenido lo que sería un portaimpresión individual.

- 7.- Se coloca el retractor gingival en todas y cada una de las preparaciones en la boca del paciente.
- 8.- Se prueban las cofias en las preparaciones y se hacen los ajustes necesarios para que bajen hasta el nivel de la terminación de las preparaciones.
- 9.- Se prepara el silicón pesado y se coloca dentro de las cofias de acrílico y se llevan a las preparaciones previo secado de éstas, y se presiona firmemente hacia las terminaciones gingivales dejando salir el excedente por los orificios practicados en la parte incisal de las cofias.
- 10.- Se retira la impresión de silicón pesado, se seca, y se procede a hacer un desgaste interno de las cofias, respetando lo que sería la terminación gngival, con el objeto de dar espacio al material de impresión. También se elimina el silicón que quede obturando el orificio en la parte incisal de las cofias.
- 11.- Se prepara el silicón ligero y se coloca dentro de las cofias para rectificar la impresión y se lleva a la boca previo secado, se presiona firmemente y uniforme y esperamos a que polimerice.
- 12.- Se retira la impresión, se eliminan excedentes del material y se coloca nuevamente en las preparaciones.
- 13.- Con las cofias en las preparaciones, se toma una impresión convencional, con un portaimpresiones total y alginato.
- 14.- Se retira el portaimpresiones de la boca y vemos que en el alginato se encuentran las cofias formando parte de la misma impresión.

15.- Se procede a enjuagar la impresión para correr el modelo, - se recomienda utilizar pins, para elaborar dados individuales de trabajo.

- A. Cofias de Acrílico
- B. Férula Incisal
- C. Orificios de Escape



C A P I T U L O VI

PROCEDIMIENTOS DE LABORATORIO PARA ELABORAR LA ESTRUCTURA METALICA PARA SOPORTAR EL MATERIAL ESTETICO ISOSIT

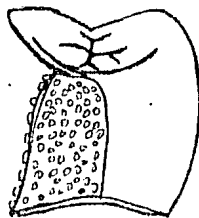
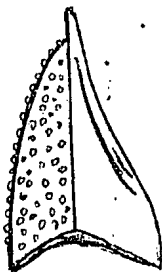
El procedimiento que se emplea es muy simple, consiste en modelar primero cada uno de los muñones de las preparaciones, dando un espesor de .5 mm aproximadamente, después se procede a modelar las caras masticatorias, palatina o lingual en dientes anteriores y colusal en dientes posteriores, de igual forma que una corona que lleva frente de acrílico.

Como ya se sabe la retención de metal al Isosit se lleva a cabo por mecánica, necesitamos poner en la parte anterior del muñón un elemento retentivo y esto lo conseguiremos por medio de las llamadas perlas de retención que no son sino pequeñas esferas de un material plástico que se pega a la cera, distribuyéndolas en su cara labial.

El revestido será de acuerdo con el metal que se desee utilizar ya sea si es de baja o alta fusión, lo que sí se recomienda en ambos casos, es colocar cueles de 3 mm de diámetro para facilitar la entrada del metal y un buen vaciado.

El vaciado será de acuerdo con las especificaciones del metal que se use, después del vaciado se limpian las coronas, luego se pulen y ya se encuentran listas para probarlas al paciente.

Después de esto procederemos a colocarles el frente estético de Isosit.



DISEÑO DE LA ESTRUCTURA METALICA

C A P I T U L O V I I

PROCEDIMIENTOS DE LABORATORIO EN LA ELABORACION
DE FRENTE ESTETICOS CON MATERIAL ISOSIT

MATERIAL Y EQUIPO:

- A) Una olla de cocimiento con las siguientes características: - Que pueda soportar 85 libras de presión de aire y que tenga una resistencia que nos pueda mantener 120° de calor constante y que cuente con un TIMER regulable.
- B) Un vibrador (amalgamador) de alta frecuencia.
- C) Espátulas de plástico, espátulas metálicas para aplicar el material, pinceles y cucharillas de medición.
- D) Pasta (Bowling Crosslink) - (Resina), envasado en jeringas -- graduadas para su fácil manejo.
- E) Polvos carga (dióxido de silicio) con diferentes colores que abarcan tonos de incisal, dentina y cervical.
- F) Polvo catalizador que deberá estar presente en todas las mezclas, para llevar a cabo la correcta polimerización.
- G) Polvos opacadores en diferentes tonos que se utilizarán de acuerdo a una tabla de correspondencias.
- H) Líquido Colorstat (líquido para aplicar el opacador).
- I) Separating Model (separador para modelos).
- J) Fluit activador, juego de líquidos que se unen para poder ser aplicados y van a tener la propiedad de aislar al Isosit a la hora del cocimiento para evitar la oxidación del mismo,

así también, es un acondicionador entre el Isosit polimerizado y nueva capa de Isosit, también se utiliza para modificar la densidad de las masas por aplicar.

- L) Cápsulas con identificación por colores para el almacenamiento de las masas preparadas.
- M) Lozeta de cerámica para preparar Opaquer y manejar las masas preparadas.

C A P I T U L O V I I I

TECNICA PARA EL MANEJO DE ISOSIT

En una cápsula, en la cual está identificado el color que vamos a preparar, se colocan 1 ó 2 medidas de polvo del color correspondiente, asimismo, se agrega 1 ó 2 rallas de pasta Cross-link, según las porciones que se preparen, inmediatamente se toma una medida con la cucharilla correspondiente del catalizador y se incorpora a la cápsula, se cierra la cápsula y se lleva al vibrador de alta frecuencia y se vibra durante 30 segundos, se realiza el mismo procedimiento para preparar las masas de cervical, en este momento es conveniente llevar a cabo un registro en un cuaderno de la fecha en que ha sido preparado esta porción de material, ya que tiene una vigencia hasta de seis meses, teniendo dicho registro será posible saber si el material almacenado puede ser utilizado o no. Con esto queremos decir, que prácticamente no hay desperdicios del material.

En la lozeta de cerámica se coloca el polvo opacador, el que corresponda al color que vamos a aplicar. se agregan 1 ó 2 gotas de líquido Colorstat y se mezcla, se procede a opacar, aplicando con un pincel a la superficie del metal que recibirá al Isosit, se deja secar por 5 minutos.

Con la espátula de plástico, extraemos de la cápsula el material ya preparado para evitar rayar el interior de la cápsula, se coloca la masa en la lozeta cerámica y con la espátula metálica se aplasta tratando de mezclarla a modo de cemento medicado o resina, hasta que se note una consistencia homogénea, la primer masa que se va a aplicar corresponde al matiz cervical, para hacer esto, se lleva hacia el metal con una espátula metálica pre-

viamente impregnada de líquido Septor, para evitar que se adhiera el material a la espátula se presiona contra el metal a nivel del tercio medio de la pieza, para hacer esto nos podemos apoyar de un pincel que esté impregnado en Septor. En seguida se coloca la masa que corresponda a la dentina, ésta deberá aplicarse del tercio incisal hacia el tercio cervical bajo los mismos procedimientos anteriores, en este momento, si lo desea el operador, puede meterse a cocer el material en la olla, o si la habilidad del operador lo permite, procederá a la aplicación de la masa incisal en la misma forma que las anteriores.

Si se decide cocer sin el incisal se pondrá a cocer en la olla durante 3 minutos a 85 libras de presión y 120 °C de la temperatura, para meter a cocer el material, es necesario cubrirlo con fluid activador por medio de un pincel, para evitar oxidación durante el cocimiento. Después de este paso, se saca de la olla, se enfría en agua corriente y se seca con aire, después se procederá a rebajar con piedras abrasivas el excedente de material para dar espacio al elemento incisal, una vez hecha esta preparación nuevamente se aplica un baño de fluid activador y se procede a colocar el color incisal bajo los procedimientos antes mencionados, se le coloca una última pincelada de fluid activador y se introduce a la olla de cocimiento durante seis minutos a 85 libras de presión y a una temperatura de 120 °C.

Se procede a sacarlo, se lava con agua corriente y se seca con aire. En este punto tenemos totalmente procesado el frente estético y solo restará pulirlo, esto lo logramos mediante el mismo método que se utiliza para pulir cualquier acrílico convencional. Para dicho procedimiento nos ayudamos de piedras abrasivas, puntas de hule borla de manta con pasta abrasiva para darle brillo y tersura.

C O N C L U S I O N E S

Al término del presente trabajo llegamos a la conclusión - que el Isosit, es un material, que dadas sus características físicas, químicas, técnicas y estéticas, puede tener una aplicación confiable y satisfactoria en la elaboración de frentes estéticos en prótesis de coronas y puentes, ya que no encontramos ninguna desventaja en comparación con materiales como la porcelana y el acrílico, y en cambio, consideramos que posee ventaja sobre éstos, por lo tanto, puede significar otra opción en el desarrollo de un tratamiento protésico.

En un panorama general, consideramos de gran importancia la investigación que se lleva a cabo tanto a nivel profesional como el que realizan laboratorios comerciales, ya que sin duda, el producto de estas investigaciones será en provecho de una mayor comodidad y eficiencia en el ejercicio de la profesión odontológica.

B I B L I O G R A F I A

- 1.- O'Brien Ryge
Materiales Dentales y su Selección
Edición 1980
Editorial Panamericana
- 2.- Skinner Ralph W. Phillips
La Ciencia de los Materiales Dentales
Segunda Edición
Editorial Interamericana
- 3.- George E. Myers
Prótesis de Coronas y Puentes
Quinta Edición
Editorial Labor, S.A.
- 4.- D. H. Roberts
Prótesis Fija
Edición 1979
Editorial Médica Panamericana, S.A.
- 5.- Fritz Mannerberg
Cinco años de experiencia clínica con isosit,
un material restaurativo de microrrelleno.

Vol. II Agosto-Septiembre 1980.
Revista Quintaesencia Internacional P.P. 1-20.