



Universidad Nacional Autónoma de México

466

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

RESINAS BLANDAS Y SU
APLICACIÓN EN ODONTOLOGÍA

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

287053

ROXANA RODRÍGUEZ RUÍZ

V. B.

DIRECTOR: C. D. ARCADIO BARRÓN ZAVALA
ASESOR C.D. FEDERICO BARCELO SANTANA



MÉXICO D.F., enero 2000.



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

INDICE

INTRODUCCIÓN	3 - 4
ANTECEDENTES	5 - 6
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	7
JUSTIFICACIÓN	8 - 9
OBJETIVO GENERAL	10
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	10
MARCO TEORICO	11
DEFINICIÓN DE REBASE.....	11
REAJUSTE.....	11 - 12
GENERALIDADES	13
CLASIFICACIÓN DE POLÍMEROS.....	13
CLASIFICACIÓN DE ACUERDO A SU ORIGEN.....	13
PLASTICOS O RESINAS DE ORIGEN NATURAL	14
RESINAS SINTÉTICAS.....	14
RESINAS SINTÉTICAS DE POLICONDENSACIÓN	15
SUPERPOLIAMIDAS.....	15
CLASIFICACIÓN CRONOLÓGICA.....	15
CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS SINTÉTICAS DE ACUERDO CON SU COMPORTAMIENTO	16
RESINAS TERMOPLÁSTICAS.....	16
RESINAS CON APLICACIÓN ODONTOLÓGICAS	17 - 18
QUÍMICA DE LAS RESINAS SINTÉTICAS	19
POLIMERIZACIÓN POR CONDENSACIÓN	20
POLIMERIZACIÓN POR ADICCIÓN	20
INICIADORES Y ACTIVADORES.....	21
PERÓXIDO DE BENZOILO.....	21
ETAPAS DE LA POLIMERIZACIÓN	21
INICIACIÓN.....	21

PROPAGACIÓN.....	21
TRANSFERENCIA DE CADENA.....	22
TERMINACIÓN.....	22
TRANSFERENCIA DE CADENA.....	22
INHIBICIÓN DE LA POLIMERIZACIÓN.....	22
COPOLIMERIZACIÓN.....	23
TIPOS DE RESINA DE USO ODONTOLÓGICO.....	24
CLASIFICACIÓN QUÍMICA.....	24 - 26
SORCIÓN DE AGUA DE LAS RESINAS.....	27
UTILIDAD Y USOS DE LAS RESINAS SINTÉTICAS.....	28
ESPECIFICACIÓN No.12 DE LA ASOCIACIÓN DENTAL	
AMERICANA PARA POLÍMEROS DESTINADOS A BASES DE	
DENTADURAS.....	29 - 34
PROBLEMAS QUE PRESENTAN ESTOS MATERIALES.....	35
ACONDICIONADOR DE TEJIDOS.....	36 - 39
REQUISITOS NECESARIOS DE UN MATERIAL PARA	
REBASADOS RESILIENTES.....	40
TECNICA DE MANIPULACIÓN.....	41
PRODUCTOS COMERCIALES.....	42
PROTECTORES BUCALES.....	43
FABRICACIÓN DE UN GUARDA BUCAL DE USO-ADAPTADO.....	44 - 51
IMPLANTES ARTIFICIALES.....	52 - 54
APÉNDICES.....	58 - 71
MATERIAL.....	72
CONCLUSIÓN.....	73
BIBLIOGRAFÍA.....	74 - 75

INTRODUCCIÓN:

Los materiales poliméricos en nuestra vida cotidiana se han hecho indispensables, al igual que en la práctica odontológica, buscando siempre modificarlos o cambiar su estructura, para utilizarlos según sea la necesidad requerida, debido a que en la práctica estomatológica, su campo de acción es muy amplio.

Uno de los materiales cuya característica al polimerizar es ser blando, se utiliza en los casos, de pacientes con irritación de los tejidos bucales, zonas de bordes retentivos, defectos palatinos congénitos o adquiridos, pacientes que han sufrido pérdida del tejido facial por traumatismo o algún proceso canceroso, así como protectores bucales deportivos, los cuales requieren conservar las características y similitudes faciales, estructura anatómica y fisiológica.

Determinando la utilidad de las resinas blandas, teniendo como finalidad proporcionar y reponer al paciente, que así lo requiera las expectativas de confort, función, seguridad y estética perdidas.

El sistema estomatoideo sufre ciertos cambios en los tejidos blandos en donde se apoya la dentadura y hay reabsorción ósea subyacente, además la prótesis total pierde gradualmente la adaptación y se requiere del mantenimiento, que implica un reajuste de esas bases acrílicas que han perdido superficie, desajustándose y aunado a que también en los maxilares ocurren alteraciones provocando la discrepancia con relación a la base acrílica.

Aunque se ha disminuido la colocación de los acondicionadores de tejido, gracias al perfeccionamiento alcanzado en el proceso de construcción de prótesis totales es indiscutible, que el mayor potencial de cambio irreversible que se da, es en los tejidos que soportan estas prótesis protodólicas, por lo cual se tiene que tratar por medio de un rebase, el cual consiste, en la colocación de una resina blanda, con características específicas, sobre la prótesis desajustada del paciente, el cual debe brindar estabilidad, soporte y sobre todo eliminar las molestias ocasionadas por el desajuste.

Concordando con lo anterior y la relevancia que adquieren estas resinas blandas, se elabora la siguiente revisión bibliográfica, llevando a cabo una recopilación de la información ya establecida.

ANTECEDENTES.

Marco histórico:

Durante siglos, las prótesis se han utilizado para reconstruir porciones perdidas por defectos o traumatismos.

En Egipto y China, se usaron ceras y resinas hacia el siglo XVI, el cirujano francés Ambroise Paré, describe una variedad de prótesis simples usadas para reemplazo cosmético y funcional de las estructuras maxilofaciales. Durante años posteriores las técnicas de reestructuración y los materiales se fueron aplicando lentamente.

En la Primera y Segunda Guerras Mundiales, la profesión odontológica asume el principal papel en la reconstrucción y rehabilitación.

En 1943 G.B. Salisbury, de Filadelfia (EE.UU), emplea por primera vez las resinas termoplásticas, con intentos frustrados. Pero en 1945, se descubre que Alemania con la dificultad para conseguir metales, se ven orillados a resurgir las resinas, en las cuales lograron el empleo de activadores y catalizadores especiales, creando una resina de metil-metacrilato, de polimerización espontánea, siendo el primer acrílico el Palapont. S. H., fabricado por Kulzer y Cía. En cooperación con Rohen y Haas Company de Darmstadt, basados en los trabajos anteriores de Schnebel.

1947, El Ministerio de Comercio de U.S. A.. describe las resinas acrílicas perfeccionadas por los alemanes, hacia 1952 y 1953, publicaciones

científicas empiezan a puntualizar sobre los problemas y las características que ocurrían, al pasar tiempo en estas resinas autopolimerizables, cuestionándose sobre el comportamiento y realizando conclusiones sobre este material.

Aun en nuestros días continúa el cuestionamiento y se plantean respuestas para obtener materiales adecuados a nuestras necesidades actuales, aunque la experiencia de muchos nos indica que las cualidades de un material se obtienen, cuando a transcurrido el suficiente tiempo y este material ha estado en la cavidad oral del paciente y no en una artificial.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:

Las resinas blandas son materiales que se han estado utilizando en prostodoncia, cirugía maxilofacial, deporte y cirugía plástica, de las cuales no encontramos una literatura independiente, que nos proporcione toda la información requerida para la correcta aplicación de las resinas utilizadas en Odontología.

JUSTIFICACIÓN:

Dada la importancia que tienen las resinas para la elaboración de prótesis y la utilización que se les ha proporcionado en el área odontológica, se hace indispensable conocerlas con más detenimiento, específicamente a las resinas blandas que son los acondicionadores de tejidos, protectores bucales deportivos y como mención a los implantes aloplásticos colocados en cirugía maxilofacial, así como en cirugía plástica y reconstructiva.

Estas resinas de uso odontológico son autopolimerizables, utilizadas en prostodoncia para el ajuste de las placas bases.

La resina blanda más comunmente utilizada en odontología es el Acondicionador de Tejidos por lo cual es preciso conocer su composición, usos, manipulación y características para el tratamiento adecuado de los pacientes, que requieran utilizar un recubrimiento suave.

Aunque no es frecuente la elaboración de posicionadores para el deporte, en la odontología general y la restauración de tejidos perdidos por algún traumatismo o proceso neoplásico es menester tener conocimiento de que existen y que son realizadas por medicos especialistas con materiales que al polimerizar su consistencia se torna blanda, tratando de obtener una similitud de los tejidos que se van a restablecer o en el caso de los protectores bucales lograr el fin o meta que se busca, que es brindar protección a las

estructuras dentarias y articulación temporomandibular, debido a que la resiliencia de las resinas blandas le ofrece absorción de la energía al choque, sirviendo como amortiguador en los golpes súbitos, dentro de los deportes rudos en donde hay contacto físico

OBJETIVO GENERAL:

- Realizar una antología de la información obtenida hasta nuestros días sobre las Resinas Blandas.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

1. Elaborar un análisis sobre las Resinas Blandas utilizadas en odontología.
2. Plantear las propiedades que les confieren a las Resinas la propiedad de ser blandas.
3. Ejecutar una descripción completa de la función de las Resinas Blandas odontológicas dentro de la cavidad oral.
4. Desarrollar este compendio, para tener discernimiento sobre las Resinas Blandas.

MARCO TEORICO:

DEFINICIÓN DE REBASE:

Es la reposición de la parte mayoritaria del material de la base de la dentadura.

REAJUSTE:

Se realiza para ajustar una dentadura, sin importar que tecnica se utilizó para elaborarla.

Las alteraciones de las estructuras de soporte, debidas a una prótesis mal ajustada, son dadas como resultado secundario de los grados variables y de las diferentes proporciones de resorción del reborde oclusal, ante una prótesis, teniendo modificaciones insidiosas o rápidas, pero con características progresivas e inevitables, las cuales son:

- Pérdida de retención y estabilidad.
- Pérdida de la dimensión vertical de la oclusión
- Pérdida del soporte para los tejidos faciales
- Deslizamiento horizontal de las prótesis; relación oclusal incorrecta
- Reorientación del plano oclusal

Todas estas modificaciones dan como resultado, que la apariencia del paciente se vea alterada, debido a los cambios que sufre por la

desorientación espacial que le da la dentadura sobre los tejidos de soporte; haciéndose necesaria la modificación de la superficie de la prótesis intrabucal para adecuar el ajuste y función en la utilización de estas prótesis.

Ya que el propósito de las fundas blandas es absorber parte de la energía que se produce por el impacto de la masticación. Por ello la funda blanda sirve como " amortiguador de choque " entre las superficies oclusales de una prótesis total y los tejidos bucales.

GENERALIDADES

CLASIFICACIÓN DE POLÍMEROS

El grupo de plásticos o polímeros, se puede clasificar en cuatro formas:

1. Por su origen
2. Por aparición cronológica.
3. Por su comportamiento ante el calor.
4. Por el tipo de reacción que experimentan los plásticos durante el proceso de polimerización.

CLASIFICACIÓN DE ACUERDO A SU ORIGEN:

- a. Naturales
- b. Sintéticas.

PLÁSTICOS O RESINAS DE ORIGEN NATURAL:

La mayoría son producto de exudado de troncos de algunas plantas tales como el ámbar, colofonia, gomalaca, damnara, etc.

Resinas sintéticas:

Han desplazado en su uso a las naturales según el tipo de polimerización o formación de cadenas se clasifican en aquellas en las cuales la polimerización viene acompañada de formación de productos secundarios, se denominan de condensación. Un segundo tipo produce cadenas por adición o suma de moléculas.

RESINAS SINTÉTICAS DE POLICONDENSACIÓN:

Las más usadas son las fenoplásticas, aminoplásticas, gliceroftálicas y superpoliamidas:

Del grupo de las fenoplásticas, es digno mencionar el producto de reacción de fenol mas formol igual a fenol formaldehido llamada bakelita.

Resinas gliceroftálicas:

Tienen su principal aplicación en barnices y esmaltes al horno para automóviles.

SUPERPOLIAMIDAS:

Se destaca el nylon, principal representante de las superpoliamidas. Muchas de estas resinas se han empleado en la elaboración de aparatos y bases de dentaduras.

CLASIFICACION CRONOLOGICA

El plástico más antiguo fue el celuloide 1870, seguido por la bakelita 1908 y la acetil-celulosa 1908.

CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS SINTÉTICAS DE ACUERDO CON SU COMPORTAMIENTO TÉRMICO:

RESINAS TERMOPLÁSTICAS:

Se presentan en estado de polvo o perlas; se ablandan o plastifican con el calor, estado en el cual pueden ser moldeados con presión, para luego enfriarlas. En este proceso no se experimentan cambios químicos.

Resinas termoestables: Estas requieren para la polimerización de agentes químicos tales como iniciadores y activadores.

Cuando requieren de calor como activador se les denomina termocurables

Cuando el activador es de tipo químico, estas polimerizan en frío al medio ambiente y reciben el nombre de resinas por autopolimerización. Durante el proceso de polimerización suceden cambios químicos.

RESINAS CON APLICACION ODONTOLOGICAS:

En odontología los plásticos sintéticos son una gran utilidad y sus características deseables son:

- No debe ser tóxico o irritante.
- Translucidez y transparencia.
- Capacidad para poderle dar color
- Estabilidad de color.
- Estabilidad dimensional. No debe haber cambios de volumen contracción o distorsión.
- Propiedades físicas y mecánicas adecuadas para su uso en boca.
- Debe ser impermeable a los fluidos bucales, y no tomar olor ni color desagradables.

- Insolubilidad en el medio bucal.
- No debe poseer olor o sabor.
- Baja densidad.
- Su temperatura de ablandamiento térmico debe estar por encima de la temperatura de los alimentos o bebidas que ingiere el paciente.
- En caso de ruptura, debe poder repararse fácilmente.
- La fabricación de aparatos y manipulación no debe exigir equipos complicados.

QUÍMICA DE LAS RESINAS SINTÉTICAS

La palabra polimerización se deriva de la palabra polímero, es decir muchas partes. Una cadena de polímeros es un grupo de átomos que se derivan de pequeñas moléculas de monómeros a partir de los que se construye la cadena. 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.

Los monómeros suelen ser líquidos o gases, durante el proceso de polimerización se convierten en sólidos amorfos. Pueden variar desde muy rígidos a muy blandos.

Las características más salientes de los polímeros son:

1. Se componen de moléculas muy grandes.
2. Invariablemente el peso molecular de las macromoléculas individuales varía dentro de un margen amplio, que debe de ser mayor a 5,000 meros.
3. Su estructura molecular es capaz de adoptar formas y figuras virtualmente ilimitadas.

Hay por lo menos dos series de resinas acrílicas de interés en odontología. Una deriva del ácido acrílico y la otra del ácido metacrílico.

POLIMERIZACIÓN POR CONDENSACIÓN

Estas reacciones corresponden a un grupo de polímeros que forman cadenas y productos secundarios colaterales como agua, alcoholes, halógenos los cuales interfieren en el crecimiento de las cadenas.

La baquelita, los poliuretanos, el nylon, los materiales para impresión en base de siliconas y mercaptanos son ejemplos de polimerización por condensación, los cuales no logran la formulación de moléculas gigantes.

POLIMERIZACIÓN POR ADICIÓN.

Corresponde al grupo de polímeros, verdaderas macromoléculas, de excelentes propiedades físicas de gran utilidad en odontología. El proceso de formación de cadenas se hace por adición o suma de donde proviene su nombre. En este proceso existen los productos secundarios propios de la polimerización por condensación.

En la química de polímeros por adición se parte de los monómeros que poseen moléculas con grupos no saturados.

INICIADORES Y ACTIVADORES

La presencia del iniciador, capaz de producir la apertura de los dobles enlaces y generar así radicales, es indispensable en el fenómeno de la polimerización. Dentro de la química de las resinas sintéticas de aplicación en odontología el iniciador más usado es el peróxido de benzoilo.

PERÓXIDO DE BENZOILO

El peróxido de benzoilo ante la presencia de calor resina termocurable o ante la presencia de un activador químico resina autopolimerizable, se rompe en 2 radicales libres: benzoico y fenílico, cada uno de estos con un radical que induce la apertura de dobles enlaces de las unidades estructurales del monómero, para luego, unirse entre sí para formar una cadena.

ETAPAS DE LA POLIMERIZACIÓN

INICIACIÓN.

Corresponde a la etapa en la cual se activa el iniciador ya sea por medio de energía química, física o radiación luminosa (ultravioleta o luz visible).

Se efectúa la apertura de dobles o triples enlaces de cada molécula o unidad estructural.

PROPAGACIÓN.

O conformación de la cadena.

TRANSFERENCIA DE CADENA:

Activación de una cadena a otra ya terminada, generando nuevo crecimiento en dicha cadena aumentando el peso molecular.

TERMINACIÓN:

La propagación continúa hasta el momento en que ya no se encuentra el radical libre.

TRANSFERENCIA DE CADENA:

Activación de una cadena a otra ya terminada, generando nuevo crecimiento en dicha cadena aumentando el peso molecular.

INHIBICIÓN DE LA POLIMERIZACIÓN:

El proceso de polimerización no termina, particularmente por la presencia casi siempre del monómero libre remanente, y por la activación de otras cadenas.

La presencia de impurezas dentro del monómero, ocasiona inhibición de la polimerización.

La hidroquinona se adiciona al monómero en cantidades bajas 0.006, por ciento en forma de metiléter de hidroquinona.

El oxígeno también actúa como inhibidor de la reacción y de la velocidad de polimerización, al reaccionar con radicales libres.

COPOLIMERIZACIÓN:

Además de las reacciones de polimerización por adición, la macromolécula se forma por polimerización de un tipo único de unidad estructural. Para mejorar las propiedades físicas, se usan dos o más monómeros de química diferente como materiales iniciadores, así, el polímero que se forma contiene unidades de todos los monómeros presentes en un principio. En un copolímero, y su proceso de formación se llama copolimerización. En un copolímero, el número y posición relativa de las unidades diferentes varían entre las macromoléculas individuales.

TIPOS DE RESINAS DE USO ODONTOLÓGICO

CLASIFICACIÓN QUÍMICA

Resinas o polímeros vinílicos:

Estos polímeros tienen su punto de partida en el etileno.

Son de particular interés por su aplicación odontológica del cloruro de vinilo y las de acetato de vinilo.

El copolímero de cloruro de vinilo al 80 por ciento y acetato de vinilo al 20 por ciento ha sido útil en la elaboración de bases de dentaduras. La poca estabilidad del color del cloruro de vinilo, y la baja temperatura de ablandamiento del acetato se contrarrestan en el copolímero resultante.

POLIESTIRENO

Un hidrógeno del etileno se sustituye por un grupo bencénico dando el vinil benceno.

El poliestireno es una resina termoplástica estable a la luz y resistente al ataque de agentes químicos. Forma copolímeros de interés para la aplicación en dentaduras.

RESINA ACRÍLICA:

Aunque los poliácidos son duros y transparentes su polaridad, emparentado con el grupo carboxilo, permite que absorban agua. El agua tiende a separar cadenas y favorece el ablandamiento y pérdida de resistencias generales. Por lo tanto no se le usa en boca.

Sin embargo, los ésteres de estos poliacidos tienen considerable interés para la odontología como el poli metilmetacrilato es la resina más dura de las que existen, con la temperatura de ablandamiento más alta. El metacrilato de metilo propiamente dicho no se usa en gran medida para procedimientos de moldeado en odontología. En cambio el monómero líquido metacrilato de metilo, es mezclado con el polímero un polvo, obteniendo una masa plástica.

Para que una resina acrílica sea de utilidad en odontología debe poseer cualidades especiales en lo que respecta a su estabilidad química y dimensional, de fácil preparación, tiene que ser resistente, dura y no ser frágil.

El polímero que se usa en las resinas es el polimetacrilato de metilo que contiene un agente iniciador que es el peróxido benzoico el cual se activa con calor o con una amina terciaria si las resinas son de curado o de autopolimerización.

El monómero está compuesto, principalmente por metacrilato de metilo, con una pequeña cantidad de hidroquinona al 0.006 por ciento, que es el inhibidor, y que tiene por objeto impedir la autopolimerización.

Como toda resina acrílica, el polimetacrilato de metileno tiene tendencia a incorporar agua mediante el proceso de imbibición. Como interviene tanto la absorción como la adsorción se suele usar el término sorción para inducir el fenómeno total.

Dado que se trata de un polímero constituido por cadenas es previsible que sea soluble a una cantidad de solventes, orgánicos tales como el cloroformo y acetona.

Los requisitos que deben tener las resinas acrílicas son:

- No debe experimentar cambios dentro o fuera de la boca
 - Deben poseer estabilidad dimensional, es decir, no deberá sufrir contracciones, dilataciones o distorsiones.
 - Deben ser resistentes, resilientes con resistencia a la abrasión.
 - Ser impermeables a fluidos bucales.
 - Ser insípida, inodora, atóxica y no irritante para los tejidos
- Fácilmente reparable en caso de fractura.

RESINAS EPÓXICAS:

El grupo de polímeros es de naturaleza termo estable y con acción adhesiva sobre el vidrio y algunos metales.

Su grupo activo es el oxirano o radical epóxico el cual sirve como puntos de polimerización terminal.

La molécula epóxica o etoxilínica clásica usada en química de resinas compuestas es el éter diglicidílico de bisfenol A.

SORCIÓN DE AGUA DE LAS RESINAS

Las resinas y otros materiales orgánicos para bases de dentaduras varían considerablemente en la cantidad de agua que captan cuando se les sumerge. La sorción de agua por las resinas afecta sus propiedades mecánicas. Cuando las resinas están húmedas son más flexibles y débiles en su resistencia transversal que cuando están secas. Según demostraron Sweeney y, Paffenbarger y Beall en 1942. En la Oficina Nacional de Normas se probaron especímenes fabricados con resinas acrílicas, vinílicas y compuestos de celulosa y luego se compararon con el hule cuya capacidad para el servicio ya se conocía. En general, los especímenes sumergidos en agua sufren un ángulo de desviación mayor con una carga dada que los especímenes almacenados en el aire. Las resinas vinílicas- acrílicas y el hule resultaron ser las menos afectadas por la inmersión en agua. El celuloide presentó la mayor absorción de agua y fue el más afectado por la inmersión.

Las fases del acrílico son:

1. Fase fluida: se ablanda el polímero en el monómero y se forma una masa fluida incoherente
2. Fase filamentosa: se produce el ataque del monómero sobre el polímero, el cual se dispersa y se disuelve en el monómero.
3. Fase plástica: ya no es pegajosa ni se adhiere a las paredes del recipiente que lo contiene.
4. Fase polimerizada: el monómero desaparece, parte de él se evapora y la masa se hace cohesiva y elástica. Pierde su plasticidad no es apta para ser moldeada.

UTILIDAD Y USOS DE LAS RESINAS SINTÉTICAS:

Aplicaciones:

Aparatología en ortodoncia.

Bases de registro.

Patrones para endopostes.

Material de rebase.

Portaimpresiones individual.

Dientes artificiales.

Prótesis maxilofacial.

**ESPECIFICACION NO. 12 DE LA ASOCIACIÓN
DENTAL AMERICANA PARA POLÍMEROS DESTINADOS
A BASES DE DENTADURAS.**

1. Esta especificación cubre los polímeros utilizados en la elaboración de bases para dentaduras, en base a cualquiera de los componentes que siguen:

- 1) Esteres del ácido poliacrílico
- 2) Esteres sustitutos del ácido poliacrílico
- 3) Esteres polivinílicos
- 4) Polietileno
- 5) Copolímeros o mezclas de los ingredientes ya citados

TIPOS Y CLASES.- Los polímeros para bases de dentaduras cubiertos por esta especificación deberán ser los siguientes de acuerdo a sus clases u colores.

TIPO 1. Un polímero que se forma por calentamiento externo de mezclas de monómero con polímeros procesados térmicamente.

Clas I. – Polvo – líquido incluyendo resinas.

Clase II. Panecillo plástico.

TIPO 2. Polímeros formados, por calor externo de la mezcla de monómero y polímero (polímero autopolimerizable).

TIPO 3. Resinas termoplástica para formar la base completa de la dentadura.

2- ESPECIFICACIONES APLICABLES.

No hay otras especificaciones aplicables a estas, (copiado de la ADA) que pueden ser obtenidas del consejo de recursos y materiales dentales e inventos de la ADA (211 E Chicago Av. Chicago, 60611)

ESPECIFICACIÓN PARA LAS RESINAS DE REBASADO TEMPORARIO.

No se ha adoptado ninguna especificación para estas resinas temporarias. Deviendose especificar ciertas exigencias cualitativas como adherencia de estos materiales a la dentadura, libres de burbujas, fidelidad de impresión, consistencia, temperatura máxima, la sorción de agua, la solubilidad y el tiempo de endurecimiento.

REQUISITOS PARA UN MATERIAL BLANDO.

1. Unión fuertemente resistente al plástico de la dentadura.
2. Estabilidad dimensional.
3. Resilencia o ablandamiento permanente.
4. Baja sorción de agua.
5. Facilidad en la técnica empleada.

LOS MATERIALES PARA REBASADOS RESILIENTES SE DIVIDEN ,
EN :

1. Acrílicos resilientes.-

Polvo: polimetacrilato de etilo o un copolímero de metacrilato de etilo y butilo.

Líquido: Monómero (éster de ácido metacrílico, con un alcohol de mayor peso molecular como el metacrilato de butilo, nonilo o laurilo).

Estos materiales son blandos a temperatura ambiente cuando son combinados con un plastificante adecuado. Este en general es un ftalato, como el dibutil glicolato diftálico, que puede estar presente en cantidades de hasta un 30% por ciento.

La masa plástica debe ser preparada en la forma usual y procesada en conjunto con la prótesis. Esto permite obtener una satisfactoria unión a la base.

CARACTERÍSTICAS

- Sustancialmente menos resilientes que los elastómeros de silicona.
- Parte del plastificante se pierde en el medio bucal y es remplazado por agua, de manera que el rebasado se hace cada vez menos resiliente. La utilización de un plastificante como el maleato de (di-2-etil-hexilo), que polimeriza en cierto grado disminuye ese efecto al inhibir la pérdida de plastificante.

2. Elastómeros de Silicona.-

Base : Polímeros basados en una cadena de polisiloxano cuya forma más frecuente es el polidimetilsiloxano con grupos terminales oxhidrilo la longitud de las cadenas determina la viscosidad del material y las propiedades físicas del material fraguado, y un contenido de relleno del 10 o 35% de algún tipo de silicato inorgánico.

Reactor : { Silicato tetra-alquílico
 { Compuesto orgánico de estaño
 { Aceites.

Los rellenos inertes, como sílice, dióxido de titanio y óxido de zinc, modifican la viscosidad.

Lo más común es que el reactor sea suministrado en forma de líquido, aunque también existen algunos en forma de pasta. 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 dilaurado 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 siloxanos organo-hidrogenados.

Los hules de silicona pueden ser:

Autopolimerizables o termocurados.

Estos materiales no dependen de plastificantes alcalinizados y puede conservar sus propiedades elásticas y prolongar su

función. Por desgracia, los hules de silicona pueden perder adhesión a la base de la prótesis total subyacente.

Estos materiales polimerizan por condensación. De aquí que estos materiales sean similares a los materiales de impresión de silicona por condensación.

La colocación de fundas autopolimerizadas es relativamente sencilla. Los adhesivos deben ser aplicados sobre la superficie de la base para facilitar el enlace de las resinas dura y suave. El material resiliente es mezclado y aplicado a la prótesis por medio de moldeado por compresión, y se le permite polimerizar. Posteriormente la prótesis se recupera, se recorta y se pule.

Las siliconas termocuradas son uno de los componentes que se suministran como pastas o gel. Estos materiales se aplican y contornean usando técnicas de moldeado por compresión. Las siliconas termocuradas pueden ser aplicadas en las resinas de prótesis total o pueden ser polimerizadas en conjunto con resinas mezcladas recientemente.

Para promover la adhesión entre las fundas suaves de silicona y la base de la prótesis total rígida se usan cementos de hule de poli(metil metacrilato).

Aplicaciones de los elastómetros de silicona.

- Como material de rebase en prostodoncia.
- Fabricación de protectores bucales deportivos
- Utilización como materiales de remplazo en prótesis maxilofaciales o cirugía plástica y reconstructiva

PROBLEMAS QUE PRESENTAN ESTOS MATERIALES.

- 1.- Estos materiales son resilientes, pero poco resistentes a la abrasión.
 - 2.- El elastómero de silicona no se une bien a la resina acrílica, por lo que debe ser utilizado un adhesivo.
 - 3.- Esto es una silicona en un solvente volátil, a partir del cual se difunden moléculas del polímero en la base de la prótesis, que luego se entrecruzan químicamente con las del material para rebasado cuando este es curado.
 - 4.- La resistencia relativamente reducida de la unión disminuye aún más con el tiempo, cuando la silicona absorbe agua, sobre todo, debido a la presencia del relleno, lo que hidroliza el entrecruzamiento químico que produce la adhesión. De esta manera, los rebasados de silicona tienden a desprenderse de la prótesis durante el uso.
 - 5.- Por su porosidad tienden a favorecer el desarrollo de microorganismos como la candida albicans. Esto se agrava debido a la dificultad para limpiar adecuadamente la superficie del rebasado, en virtud a su escasa resistencia a la abrasión. Algunas siliconas contienen un fungicida para superar ese problema.
- Aunque esta innovación parezca promisoría, la duración de la actividad antimicótica es cuestionable.

ACONDICIONADOR DE TEJIDOS.

Material de consistencia blanda al polimerizar y que se utiliza de forma temporaria.

Con características viscoelásticas, ya que de esta manera será viscoso ante una fuerza constante, permitiendo ser transformada de manera uniforme la carga de la prótesis a los tejidos, pero resiliente ante las fuerzas más elevadas y rápidas que involucra la masticación.

Los materiales más utilizados como acondicionadores de tejidos son, en realidad geles viscoelásticos.

Polímero : Polimetacrilato de etilo

Líquido: glicolato dibutil ftalico

Etanol (5-25% del volumen total)

El etanol es un solvente del polímero y se difunde en él, haciendo que aumente el volumen de las partículas y como arrastra al plastificante provoca que este distribuya en la totalidad del material la distribución de las moléculas grandes del plastificante, permite cadenas individuales deslizando una sobre otra, teniendo cambios rápidos en la forma del material y proporciona el efecto de suavidad. En principio resulta una mezcla de consistencia líquida bastante pegajosa que se ubica en la parte interna de la prótesis que se coloca en la boca del paciente. El material fluye en el espacio existente. Entre la prótesis y los tejidos y completa su gelación en un tiempo aproximado de 30 minutos.

Estos acondicionadores de tejidos pueden endurecerse en algunos casos muy rápidamente, ya que el etanol y el plastificante se pierden, este material es considerado una resina blanda porque al no contener en el líquido usado un monómero de acrílico, el cual le proporciona rigidez no endurece como lo hace comúnmente.

INDICACIONES:

Se utilizan principalmente en el paciente desdentado total o en aquellos casos que encontramos:

- Pacientes que usan prótesis total, con áreas de inflamación y laceraciones en los tejidos blandos del maxilar, ocasionados por desadaptación de la prótesis existente.
- Pacientes con prótesis parcial removible con áreas de inflamación y laceraciones en los tejidos blandos del maxilar, ocasionados por desadaptación de la prótesis existente.
- Pacientes sometidos a tratamiento quirúrgico para arreglo del reborde y subsiguiente uso de prótesis total.
- Uso temporal cubriendo el interior de la prótesis mientras se confecciona una nueva prótesis total.
- Puede utilizarse como impresión funcional
- Maxilares que han sufrido procesos de reabsorción ósea intensos, especialmente en el maxilar inferior.
- Bordes filosos.
- Puntas óseas.
- Tejidos gingivales delgados y móviles, cuando por cualquier causa no es posible intervenir en forma quirúrgica para su corrección.
- Tourus prominentes.
- Epullis fisuratum.

USO CLÍNICO

Considerando las indicaciones clínicas, es menester recordar que estos acondicionadores se usan temporalmente por un lapso no mayor de 4 o 5 días.

En caso de no haberse recuperado el tejido. Se retira totalmente el material y se coloca uno nuevo.

El uso continuo sin restitución ocasiona pérdida de las propiedades del acondicionador, tornandose rígido de mal aspecto, y permitiendo la reproducción de microorganismos y hongos.

Adhesión Física.

Phillips, E. Quintero y Col. Clasifican a las fuerzas de Van Der Waals y los puentes de Hidrógeno como uniones físicas. Son uniones débiles formadas entre diversos sustratos sin que haya una reacción química entre ellos, que son uniones causadas por la gran cercanía entre sus átomos o moléculas.

Ejemplo.- Cuando una prótesis de acrílico queda adherida al paladar de un paciente se debe a que hay tal cercanía entre las moléculas de la prótesis y la película de saliva que recubre la mucosa del paladar.

REQUISITOS NECESARIOS DE UN MATERIAL PARA REBASADOS RESILIENTES.

- El rebasado debe de unirse en forma satisfactoria y duradera a la resina de la base de la prótesis.
- Aunque el rebasado debe ser blando y resiliente tendrá también buena resistencia a la abrasión.
- Las propiedades mecánicas no deben modificarse en función de tiempo; en particular los rebasados deben conservar su resiliencia durante el uso.

Como los materiales para rebasados resilientes contienen plastificantes y otros componentes de bajo peso molecular, a fin de obtener las propiedades buscadas, son mucho más susceptibles a interaccionar con los fluidos bucales.

La pérdida de estas sustancias que pasan al medio bucal es de particular importancia ya que modifica radicalmente las propiedades mecánicas.

TECNICA DE MANIPULACIÓN

- La dentadura total se limpia con jabón y cepillo.
- Se marca con un lápiz la parte por acondicionar.
- Se remueve aproximadamente 2mm. Del material de la placa base, realizando un punto anterior y dos posteriores para mantener la dimensión vertical.
- Se prepara el acondicionador de acuerdo a la técnica de manipulación del fabricante. Mezclando el polvo y el líquido.
- La consistencia obtenida es fluida depositando el material en el interior de la dentadura.
- Se coloca la dentadura en posición, se pide al paciente que ocluya en céntrica. Se realizan algunos movimientos funcionales para marcar surco y frenillos.
- A los dos minutos se pide al paciente abra la boca y se realizan otros movimientos de: lengua, piso de boca, etc.,
- A los tres minutos se retira la prótesis y se recortan los excesos con tijeras y bisturí.
- El paciente usará esta prótesis rebasada con el acondicionador con un máximo de 5 días.

PRODUCTOS COMERCIALES

Coe-Soft	Coe Lab.
Flexacryl	Lang Dental
Soft Oryl	Teledyne Getz
Visco- Gel	Dentsply
Coe-Confort	Coe Lab.
Lynal	L.D. Caulk
F.I.T.T.	Korr-Sybron
Blando Confort Cojin	Casa Idea, S.A. de C. V.

PROTECTORES BUCALES:

Estos proporcionan seguridad al individuo que los porta debido a que son materiales con características resilientes y por tanto amortiguadora, son utilizados en diversas áreas en donde es practicado el deporte en donde hay contacto físico tales como:

- > Boxeo
- > Basquet Ball
- > Futbol Americano
- > Hokey Sobre Hielo
- > Full Contact.,etc.,

Realizandose individualmente a cada paciente debido a que es una replica de la cavidad estomatoidea y la relación oclusal del deportista.

En algunos casas distribuidoras de materiales deportivos se encuentran protectores bucales, los cuales son prefabricados y los hay en tamaños chico, regular y grande, los cuales se encuentran sumergidos en alguna solución, la cual impide la polimerización y el deportista lo lleva a la boca donde ocluyendo, registra su mordida manteniendolo así, hasta la polimerización.

FABRICACIÓN DE UN GUARDA BUCAL DE USO- ADAPTADO

Se ha documentado que el uso de un guarda bucal reduce grandemente la injuria al diente y los tejidos blandos de alrededor. Su uso también es efectivo en la prevención de fracturas y contusiones de maxilares. El National Collegiate Athletic Association (NCAA) ha hecho guardas bucales brillantemente coloridas como equipo riguroso para los jugadores de football. El artículo 4.d de la NCAA establece que todos los jugadores deben usar "un guarda bucal amarillo intraoral o cualquier otro color visible con materiales aprobados según la FDA (FDCA) que cubra todos los dientes superiores".

Los guardas bucales de uso-adaptado son los tipos de protección más satisfactorios disponibles para la cavidad oral. El aparato debe reunir las siguientes características:

1. Durabilidad
2. Bien fijo y fácil de remover
3. Cómodo
4. Construido con materiales aprobados por la FDA
5. Fácil de limpiar y mantener
6. De un color brillante o de fácil visión.

Aunque hay otros materiales para las diferentes necesidades atléticas, el propósito de este artículo el guarda bucal fue construido para un jugador de football usando Pro-form. El material es laminado con dos capas y viene en una variedad de colores. Se realizó una agarradera para anexarla al casco.

PROCEDIMIENTO DE LABORATORIO

El dentista toma la impresión del arco maxilar del paciente usando hidrocoloide irreversible y un portaimpresiones perforado. Se corre la impresión en yeso dental, haciendo la base muy fina. Se remueve el área palatino posterior rebajando la base sobre el modelo en la recortadora. Esto es necesario para asegurar una buena adaptación del guarda bucal en el área palatino. Para la agarradera del guarda bucal se toma una pieza de plástico flexible (se puede obtener un pedazo usando una pequeña cantidad del material alrededor de la agarradera del casco) aproximadamente 1/2" de largo y el ancho de los dos incisivos centrales maxilares.



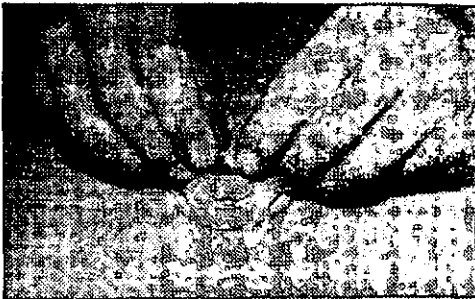
Photograph 1. Cut a piece of scrap material to form handle.

Esta agarradera proporciona una fácil forma de adaptación del guarda bucal a la agarradera del casco. Para fabricar el guarda bucal sin agarradera, eliminar la formación de la agarradera en este paso. Redondear las esquinas de una orilla de la agarradera con tijeras y calentar la otra orilla con un mechero o una espátula caliente hasta que esté pegajoso .



Photograph 2. Heat edge of handle with microtorch until sticky

Fijarlo derecho al nivel de los bordes incisales de los incisivos centrales del maxilar.



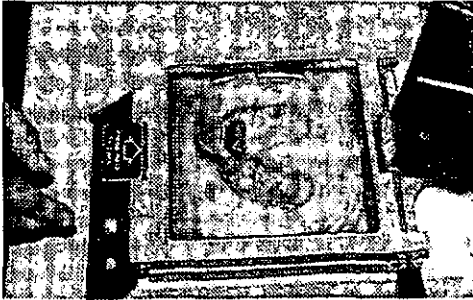
Photograph 3. Adapt heated edge of handle to incisal edges of central incisors

Mojar el modelo con agua para facilitar la remoción del material del guarda bucal.

Colocar el material de guarda bucal en la montura del moldeador al vacío y elevado. Colocar el modelo en el centro de la plataforma de la máquina moldeadora al vacío.

Encender para que se caliente, y posicionado sobre el material del guarda bucal y calentado hasta que caiga aproximadamente una pulgada abajo del moldeador al vacío.

Encender el interruptor del vacío y descender rápidamente el elemento caliente. Dejar enfriar el material del guarda bucal lentamente sobre la platina por aproximadamente tres minutos. Mientras el material esté todavía caliente, mojarse los dedos y angular la agarradera aproximadamente 45 grados.

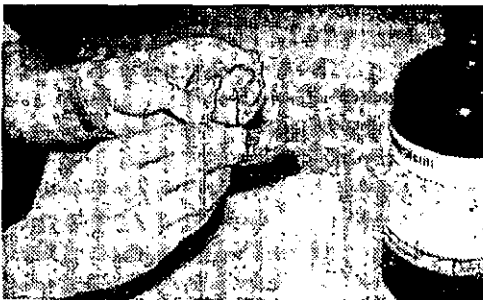


Photograph 5. Angle handle to 45° while material is still warm.

Permitir que el guarda bucal se enfríe por 5 minutos más o colocarlo en un recipiente con agua fría.

Con un marcador, marcar la periferia del guarda bucal. El borde periférico facial debe dibujarse aproximadamente dos tercios por arriba de la unión con la encía como se midió de los cuellos de los dientes. los bordes palatinos del paladar anterior deben extenderse hasta cubrir la ruga palatina y dentro del espacio donde la periferia lingual posterior debe extenderse proximadamente 10 mm sobre la adhesión lingual gingival como se midió de los cuellos de los dientes. La terminación distal del guarda bucal debe cubrir la superficie distal de la mayoría de los dientes posteriores. Remover el guarda bucal del modelo y recortar a lo largo de la línea marcado usando tijeras para metales.

Alisar y pulir los bordes usando bajo velocidad y fresas largas. Pulir los borde usando cloroformo y gasas de 2x2 o usando una borla con piedra pómxex.



Photograph 6. Peripheral edges are smoothed by rubbing with chloroform and 2x2 gauze.

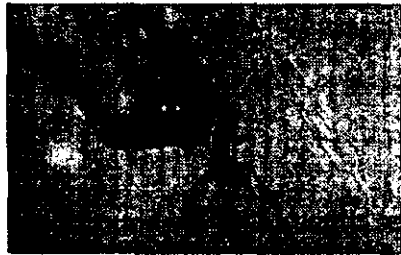
Nota: El cloroformo es una sustancia peligrosa y letal y puede causar complicaciones médicas si es ingerida. Usar las precauciones propias.

Adheriendo a la agarradera del casco

La agarradera del casco consiste de una pieza larga y una corta. Con unas tijeras, afilar las terminaciones de la pieza corta que no tiene hoyo . Dibujar una línea horizontal en el centro de la agarradera y con una fresa #6 de bajo velocidad, hacer una ranura a través de la agarradera lo suficientemente ancha para que pase la orilla afilada.



Photograph 8. Cut slot in handle with #6 round bur.



Photograph 9. Slide tapered end of strap through prepared slot in the handle.

Calentar el área afilada del material transparente de la correa, doblarla hacia los dientes y adaptada a la agarradera .



Photograph 10. Adapt heated strap to handle with wet fingers.

Calentar y doblar la otra orilla afuera de los dientes y adaptar el lado de abajo a la agarradera .



Photograph 11. Fold opposite end of heated strap away from teeth and adapt to underside of handle.

Utilizar una espátula para cera #7 para alisar y sellar la agarradera al mango.



Photograph 12. Smooth and seal strap to handle.

Adherir la pieza larga de la agarradera al guarda bucal colocando la pieza larga a través del hoyo de la parte corta la cual ha sido adherida al guarda bucal



Photograph 13. Finished mouthguard with helmet strap attached.

La protección con guarda bucal es esencial para los atletas que participan en deportes donde la injuria a los dientes o cavidad oral es una posibilidad clara. El dentista y el técnico de laboratorio pueden dar a sus pacientes un provechoso servicio que es efectivo y de larga duración.

IMPLANTES ARTIFICIALES

Injertos aloplásticos. El uso de implantes inertes (aloplásticos) en cirugía sigue siendo un tema de importancia debido a la controversia que se tiene por ser cuerpos sintéticos y extraños al organismo, por lo cual es preferible que sea utilizado el tejido autólogo y en su remplazo el trasplante aloplástico. A pesar de algunas objeciones aparentes, parece haber un creciente aumento del uso de tales materiales, particularmente del Vitallium y el Tantalio entre los metales, el metacrilato de metilo, el polietileno, el ivalón y el teflón, entre las resinas sintéticas y más recientemente el caucho de siliconas.

Conloy, ubica la fecha de iniciación de la búsqueda de implantes realizados con sustancias extrañas al organismo ya en 1565, cuando petronius implementó una placa de oro para la reparación de defectos del paladar fisurado.

La utilización de injertos aloplásticos con fines de reconstrucción de contornos se sigue practicando debido a que el cartilago y el hueso como material de relleno, poseen ciertas desventajas, tales como:

1. Reabsorción
2. Distorsión
3. Dificultad de conformación y
4. Necesidad de cirugía adicional.

Los criterios del éxito de un implante varían ligeramente, dependiendo de su función particularmente con respecto a la textura del implante. Un implante exitoso :

- a) no debe producir reacción en los tejidos orgánicos
- b) no debe producir tumor
- c) fácilmente trabajable, sea duro o blando, resiliente o rígido, de acuerdo con las necesidades individuales.

Dentro de algunos los materiales usados para implantes están:

A) Los Metales; los cuales son electropasivos:

- 1) El Vitallium, una aleación de cobalto, cromo y molibdeno
- 2) El Tantalio, elemento metálico descubierto por Ekeburg en Suecia en 1892.
- 3) El Acero 18-8-SMO, que es una aleación inoxidable de acero que contiene un 18% de cromo, 8% de níquel y un 4% de molibdeno.

Estos se han utilizado en cirugía ósea como placas, tornillos, alambres y férulas.

El tantalio y el vitallium, son utilizados para el relleno de los defectos faciales, así como el tantalio en placas para craneoplastia y placas perforadas para corrección de las deformidades faciales, por las formas complicadas que adquiere este material al estirarse, estamparse o moldearse.

B) Resinas Sintéticas

Para la restauración de los contornos, hallando un uso mucho más amplio que los metales en los últimos años.

De las resinas sintéticas, solo los productos termoplásticos han sido utilizados en los procedimientos quirúrgicos. Una resina termoplástica puede ser moldeada sin cambios químicos, por ejemplo, ablandándola bajo calor y presión, y enfriándola después de moldeada. De estas resinas sintéticas el metacrilato de metilo, el polietileno, el alcohol polivinílico (Ivalón) y el

politetrafluoroetileno (teflón), han sido utilizados con éxito, aunque hay autores los cuales señalan que deben realizarse estudios experimentales controlados más a fondo antes de utilizar nuevos materiales plásticos.

El Caucho de Siliconas (silastic), puede resultar ser uno de los materiales más útiles que se hayan desarrollado hasta ahora para la corrección de los contornos. Teniendo ventajas sobresalientes ya que viene en distintas formas y se contornea fácilmente, se le puede autoclavar y es aparentemente no irritante. Es una forma inyectable, que está siendo utilizado en la actualidad de modo experimental para la eliminación de arrugas, así como para la corrección de deformidades de contornos.

El uso de implantes aloplásticos en la inserción intrabucal ha aumentado notablemente, con el mejoramiento en la técnica estéril, la técnica quirúrgica y el uso de antibióticos, el margen de seguridad ha aumentado notablemente en lo que se refiere a procedimientos intrabucales.

El Proplast, un material microporoso para implantes que consta de un compuesto de politetra fluoroetileno (teflón) y grafito pirolítico, ha sido investigado como material de implante y como interfase estabilizadora para prótesis metálicas.

Este material reciente permite que las células de los tejidos blandos crezcan en el interior de su sustancia, permitiendo una mejor estabilización, y es biocompatible. Hasta el momento se le ha utilizado extensamente en las correcciones de los contornos faciales, particularmente en implantes de mentón.

1

Presencia y crecimiento fungal in vivo en dos acondicionadores para dentadura

Los materiales de relleno blandos autopolimerizables, son utilizados a menudo para tratar la mucosa de soporte inflamada, mediante la estabilización de las dentaduras desajustadas al proveer descanso al tejido y se reportó que algunos acondicionadores de tejido inhiben el crecimiento de hongos, mientras otros no demostraron ningún afecto inhibitorio.

Se condujo un estudio del efecto in vivo de dos acondicionadores de tejidos sobre el estado bacteriológico bucal y se encontro que uno inhibia marcadamente el crecimiento de flora bacteriana, mientras otro no tenia efecto.

Los materiales evaluados, en este caso dos acondicionadores de tejido comerciales autopolimerizables, con recomendación de uso clínico mayor a 30 días y los otros solo 7 días. Recolectando las muestras atológicas en diferentes tiempos, los frotis fueron fijados en porta objetos y teñidos con ácido periódico de Shift.

El resultado dado en las pruebas de Fisher señalo que no hubo evidencia en los hallazgos del estudio que indicase diferencias en la presencia o crecimiento de hongos sobre los dos materiales evaluados.

En el material que contiene un decilenato de zinc, que es fungistatico y bacteriostático, hay inhibición de Cándida Albicans. Sin embargo, el ambiente rico en nutrientes de la cavidad bucal puede prevalecer sobre el efecto inhibitorio del undecilenato de zinc. Además, la saliva puede remover el undecilenato de zinc (u otro ingrediente antimicótico activo)

Implicaciones Clínicas.

1. Dado que el crecimiento de hifas se observó en ambos acondicionadores debe ser restringido a periodos breves. Porque el acondicionador 21 es empleado en periodos largos en la presencia de hongos bucales, presenta una oportunidad mayor para la colonización micótica de la superficie del recubrimiento.
2. Ya que ambos acondicionadores de tejidos propiciaron el crecimiento micótico no deben ser utilizados para tratar candidiasis bucal, a menos que se les combine con antimicóticos.
3. La candidiasis bucal en pacientes con dentaduras completas puede responder al tratamiento que incorpora polvo de nistatina sobre el acondicionador de tejodos.

Conclusiones:

1. Ambos acondicionadores para dentaduras propiciaron la presencia y el crecimiento de hongos bucales.
2. No hubo diferencia significativa en la prevalencia de la presencia o crecimiento micótico entre los dos acondicionadores que se examinaron.

2 Dureza y absorción del hule de silicona en guardas bucales

Los hules de silicona tienen propiedades generales que los hacen apropiados para la fabricación de guardas bucales. Este estudio evaluó las propiedades de

absorción y dureza de varios hules de silicona y sus productos derivados, comparando sus valores con aquellos materiales comúnmente utilizados para la fabricación de las guardas bucales, y asociar la absorción y habilidades de transmisión de estos materiales con su dureza. Los hules de silicona absorben mejor que los materiales comúnmente usados para fabricación de guardas bucales. Además para adaptar las guardas bucales a ciertos deportes, las propiedades de los hules de silicona pueden ser apropiadamente modificados por la adición de aceites o fibras de vidrio para reforzar. El análisis estadístico de los valores de dureza y fuerzas transmitidas por los 27 materiales probados indican que la máxima fuerza transmitida incremento con la dureza. Sin embargo, esta relación no es longitudinal, y partiendo de esto, es extensa para los valores mínimos y máximos de dureza.

3 Conformadores Intranasales

Los defectos externos de la nariz son generalmente del resultado de remociones de tumores y puede ser particularmente difícil de restaurar protéticamente sobre todo si hay pérdida de soporte cartilaginoso. Defectos internos podrían resultar de la remoción de tumores o complicaciones cosméticas o procedimiento de mejoramiento de las vías aéreas. Algunos defectos a menudo requieren de injertos de piel para cubrir las superficies. Si el injerto no tiene base, o si la cicatriz contracturada es excesiva, la cámara interna de la vía podría colapsarse produciendo un problema funcional y también uno estético.

Soportes protésicos de deficiencias de tejido cartilaginoso nasal pueden ser evaluados reduciendo la contracción inmediatamente después de la cirugía, para la patencia de la vía aérea después de la curación, o para soporte del tejido de alrededor que esté móvil en la construcción de prótesis facial. Se presentará una técnica para construir conformadores intranasales de resina acrílica transparente para obtener un soporte.

Prótesis Quirúrgica

Cuando en una cirugía se involucra la remoción de tejidos de soporte centrales, un conformador puede ser construido para utilizarse en el quirófano. Una impresión preoperatoria del espacio de la nariz se realiza con compuestos adhesivos modeladores y un material de impresión. El conformador es procesado con resina acrílica transparente. La resina puede ser modificada con un material condicionador durante la cirugía para llenar

los espacios muertos creados por la resección . Suturas o cintas podrían ser necesarias para asegurar al conformador inicialmente si los espacios retentivos del tejido son inadecuados.

Los conformadores sirven como tablillas quirúrgicas para prevenir el colapso de la porción media de la nariz y es la puerta para el paso de aire el cual podría no ser posibles si se taponan. La resina acrílica puede ser periódicamente readaptada.

Vía aérea posquirúrgica y soporte del injerto Los paciente en donde solo se removió o perdió el septo nasal, presentan un largo defecto detrás de una relativa pequeña entrada al espacio. En estos casos, los conformadores nasales deben ser seccionados para llenar la cavidad del injerto y todavía poder removerse.

Una impresión de la cavidad puede obtenerse insertando repetidamente compuestos adhesivos modeladores a través de las narinas . Lubricando las puntas el defecto puede ser evitado. Los adhesivos modeladores se usan para rectificar con una cera fluida a temperatura del cuerpo y son entonces cerradas externamente con una matz de yeso. La impresión completa es removida cuidadosamente, procesada sin detalles en acrílico transparente de termocurado y una aproximación o copia en yeso

En la sección donde las dos prótesis se encuentran está sostenida por una retención mecánica. Insertos de Velcro son añadidos con resina de curado en frío en la sección cortada permitiendo el interlock el cual asegurará a los conformadores dentro del defecto nasal.

La prótesis completa se ajusta sobre el paciente, haciendo el mejor esfuerzo de no dejar rebabas. La vía aérea es cuidadosamente creada usando fresas de bola desde las dos orillas del conformador de resina.

Cuando el injerto se desea con un septo nasal intacto, se utiliza un conformador simple. Usando el mismo procedimiento, se puede usar una

auto retención la cual puede ser usada solo durante el período de resolución del injerto o diariamente si se mejora la simetría.

Un broche de alambre de bola curado al final de una puntabola de pluma, sirve como un simple y conveniente aditamento de retención .

Soporte de prótesis Facial. La subtotal remoción de la piel de la nariz podría dejar tejido movable que es difícil de utilizar en el soporte o retención de una prótesis. La conformación nasal puede ser muy útil en estas instancia para dar una posición de tejido estática durante los procedimiento de impresión y un refuerzo el cual podría aceptar una interface adhesiva .

Los conformadores intranasales pueden ser usado para crear tejidos y reducir la dependencia de los adhesivos para la retención de las prótesis . También sirven como una función doble de mantener una vía aérea nasal patente cuando se colapsa el tejido y dar retención mecánica para asegurar la prótesis.

CONCLUSION

Los conformadores intranasales pueden ser usados como injertos estáticos, patenticidad de las vías aéreas, y retención o colocación de prótesis. Un método de construir y usar los conformadores intranasales se presentó utilizando una técnica relativamente simple y con materiales de fácil disposición.

4 Efecto del barniz de clorhexidina en guardas bucales sobre los niveles de microorganismos orales seleccionados en pacientes pediátricos.

PROPÓSITO: El efecto del barniz de clorhexidina liberado sobre los niveles de microorganismos orales seleccionados fue evaluado en caries activa en pacientes pediátricos, de 4 a 12 años de edad. **MÉTODOS:** 46 pacientes fueron enrolados en este estudio cuando tenían múltiples caras con caries y altos niveles de estreptococo mutans (MS) en la saliva, más de 10 (4) colonias formando unidades por milímetro (CFUs). Este estudio incorporó un diseño a doble ciego y los pacientes fueron asignados al azar tanto para el grupo con tratamiento con clorhexidina o el grupo placebo. Protectores bucales de arco completo adaptados al vacío (0.02 pulg. de material polipropileno) fueron fabricados y cubiertos internamente con 3.0% de barniz de clorhexidina o barniz placebo. Dos muestras de saliva fueron obtenidas con parafina estimulada para el cultivo antes del tratamiento con barniz. las muestras de saliva fueron obtenidas inmediatamente después del tratamiento y una vez al mes por más de tres meses después de utilizar los guardas bucales. las restauraciones dentales fueron colocados en muchos de estas visitas de colección de saliva. los guardas bucales fueron supuestamente utilizadas en un promedio de 9.7 horas por noche por aproximadamente siete noches por 40 individuos (87%). **RESULTADOS:** Después de dos meses, y después de tres meses, hubo una reducción significativa en los niveles de MS inmediatamente después del tratamiento con barniz de clorhexidina. los niveles totales de bacterias anaerobias y facultativos no fueron afectadas significativamente.

CONCLUSION: A una semana de utilizar nocturnamente el sistema de guarda bucal con barniz de clorhexidina es efectivo en la reducción del número de MS en caries activa en pacientes pediátricos en dentición mixta y primaria por lo menos en tres meses.

5 IMPLANTES ALOPLÁSTICOS

En la historia de los esfuerzos del hombre para reconstruir tejido perdido y deformidades, su intento de usar materiales implantados ha sido probablemente paralelo a aquellos de tejidos autógeno. Hay sucesos clínicos confiables con el uso de los materiales para implantes que no evolucionan, sin embargo hasta el siglo veinte con el advenimiento de metales biocompatibles, seguido por polímeros y cerámicas. Durante las pasadas dos décadas había una aceleración de colaboración investigadores de materiales, ingenieros en biomateriales, e investigadores clínicos resultando un aumento en el entendimiento de los requerimientos y potenciales de los materiales para implantes. El desarrollo de nuevas técnicas para transferir tejidos autógenos, como colgajos mucocutaneos y colgajos microvasculares libres, no han reemplazado la necesidad de los materiales para implantes. Algunos procedimientos como el incremento de volumen de pecho o protección de la barba, el tejido autógeno podría estar indisponible o los implantes podrían ser más predecibles. Como la tecnología y el conocimiento de los implantes aloplásticos incrementan el espectro de su uso en cirugía plástica podría seguir incrementando. Injertos, transplantes o implantes de origen biológico puede ser autógenos, alógenos o xenógenos, de acuerdo a su fuente. El "transplante" se enfoca en el movimiento de tejido de un lugar a otro. El implante se refiere al sitio receptor de colocación de tejido, mientras Injerto enfatiza la incorporación de tejido por el sitio receptor en proceso de curación. Tradicionalmente, los materiales aloplásticos han sido llamados implantes desde que no tiene función como transplantes o injertos. Esto es como cambiar un implante de origen sintético que viene a

traquea anterior fue experimentalmente reconstruida cuando un aloplasto poroso fue implantado debajo del músculo esternocleidomastoideo. El implante es injertado al músculo por el crecimiento de tejido conectivo fibrovascular. Un forro mucoso fue colocado al lado del implante vascularizado opuesto al músculo. En la tercera etapa el implante fue transplantado sobre el pedúnculo del músculo de la traquea para dar estructura y forro. Desde que todos los materiales aloplásticos primero deben de ser Implantados, debería ser lógico llamarlos implantes. Los materiales de los implantes aloplásticos son por definición biomateriales usados para aumentar o reemplazar un tejido, órgano o función del cuerpo. Algunos materiales deben ser biocompatibles y no producir reacciones tóxicas, inmunogénicas, o cariogénicas. Los implantes permanentes deben de dar una función libre de mantenimiento en el medio fisiológico de la vida del paciente. Los implantes temporales deben desintegrarse gradualmente dentro de un tiempo predecible sin la producción de no biocompatibilidad, productos dañinos de desintegración. Adicionalmente hay una necesidad de una aceptación estética del implante o el efecto creado por su implantación. Estos requerimientos reducen las elecciones del material a un número limitado que podría categorizarse como metales, polímeros

PRUEBAS BIOLÓGICAS

Las pruebas biológicas de los materiales aloplásticos incluyen la evaluación del daño y beneficio celular y del tejido por una variedad en las pruebas in vitro e in vivo. La principal atención se enfoca sobre las pruebas de toxicidad, las cuales incluyen pruebas de inmunogenicidad y cacinogenicidad. Si estos

efectos están ausentes, el material es considerado biocompatible y seguro. La eficacia de un implante es entonces evaluada usando modelos apropiados para su uso. Para los implantes mamarios, las respuestas de tejido benéficas incluyen la formación de una cápsula fibrosa que no se contraiga. Para los implantes de hueso, la unión y la incorporación por hueso en crecimiento es una respuesta .

INMUNOGENICIDAD.

Otra forma de toxicidad resulta de la interacción del material implantado con el sistema inmune. La consecuencia de una reacción inmune es variada, desde una moderado, síntomas transitorios que comprometen severamente al huésped o a la función del implante. Algunas sustancias pueden ser extrañas y de un gran peso molecular para ser inmunológicas. Muchos biomateriales son extraños y grandes. Mientras que su química y degradación por corrosión, desgaste y disolución que decide si va a ser o no inmunogénico. Aunque el mecanismo exacto no se conoce, parece que muchas sustancias son primero internalizadas por macrófagos y después presentadas al sistema inmune para una respuesta subsecuente. La más común reacción asociado con los biomateriales es la mediación de la sensibilidad celular que involucro las células T y no involucro anticuerpos o células S. Muchos de los síntomas pueden responsabilizar a los linfocitos liberados por las células T. Aunque la reacción de la piel por dermatitis por contacto permanece local, la reacción de un implante podría ser sistémica y no fácilmente reconocida Carcinogenicidad Observaciones de tumores malignos en asociación con materiales aloplásticos ha sido reportada tanto en humanos como animales en experimentación. La pregunta sin embargo es si hay una causa y efecto relacionado entre material para el implante y el desarrollo del tumor en humanos no se ha resuelto. Sin embargo, continuos reportes clínicos de tumores, con demostraciones de producción de tumores

reportes clínicos de tumores, con demostraciones de producción de tumores por los materiales para implantes en animales, han creado una preocupación que los biomateriales para implantes podrían inducir la formación de tumores malignos en humanos. En estudios experimentales, tumores (principalmente sarcomas) han sido producidos por casi todos los materiales sólidos, un fenómeno llamado "carcinogénesis en estado sólido". De estos estudios, se han derivado varias características. La composición del material por si mismo podría parecer ser de pequeña importancia por su amplia variedad de materiales que producen una respuesta similar. Máxima tumorigénesis se presenta cuando el material tiene una superficie lisa y continua. perforaciones, depresiones, o polvos tienden a reducir o abolir la tumorigenicidad del implante. La inducción del tumor en estado sólido requiere que el implante sea de un mínimo tamaño obajo del cual los tumores no son inducidos. Otra característica es el requerimiento para el implante de permitir un periodo mínimo en el lugar. Un contacto corto parece ser inefectivo. El periodo minimo en las ratas es de aproximadamente 6 meses; los tumores aparecen después de un periodo de latencia de aproximadamente 300 días. Los periodos en humanos no han sido establecidos, aunque se ha sugerido que el periodo latente poddo ser de 50 a 60 años en algunos casos. Actualmente, algunos autores creen que los materiales para implantes en humanos poseen un riesgo significativo para la inducción del tumor dando suficiente tiempo. De otra forma, muchos sostienen que el mecanismo de estado sólido de carcinogenesis no opera en humanos, y que la baja incidencia reportado de los materiales asociados con los tumores en humanos es simplemente coincidencia y no es inducida por el material.

POLÍMEROS

Para la restauración de deficiencias de tejido blando, los polimeros son la principal fuente de materiales implantados. Como materiales para implantes,

los polímeros están disponibles con una amplia variedad de propiedades mecánicas y físicas, están fácilmente formados pro formas deseables, y son relativamente inertes en sus reacciones con el tejidos del huesped. Los polímeros derivan su amplio rango de propiedades de una combinación de su composición química y su estructura. Si un átomo de hidrógeno por una unidad de etileno es reemplazado por un átomo de cloro, la fuerza de tensión y modulo son más de lo doble. Otro efecto en la composición química es la resistencia al medio fisiológico. La presencia de un éster y una amida ligados podría permitir la degradación enzimática si el acceso no está limitado por la cristalización del polímero. La composición de polímeros podría incluir el aumento del bajo peso molecular, conocido por los plastificantes, si el polímero es también duro y rígido. En el caso del cilropolivinílico, los ésteres de hidrocarburo son añadidos para incrementar su flexibilidad. Ya que los plastificantes son potencialmente percolantes, estos materiales están restringidos como implantes de corto uso como en goteros y catéteres. Los rellenos son raramente usados en implantes de polimeros excepto por la silica para reforzar el polidimetisiioxano. Los polimeros están estructuralmente compuestos por largas cadenas de unidades repetidas que pueden alcanzar pesos moleculares de cientos de miles de daltons. Estas cadenas pueden ser lineales, con o sin ramificaciones, y pueden tener cadenas cruzadas a cadenas adyacentes. Los polimeros en estado sólido pueden ser completamente amorfos o semicristalinos. La cristalinidad puede variar en un pequeño porcentaje, en el cloropolivinílico, a más del 90% en el polietileno. Ningún polímero es completamente cristalino, debido a la presencia de regiones de defectos que contienen material amorfo en desorden. El alto peso molecular que surge de la repetitivo unión de unidades y la longitud de estas unidades tienen un profundo efecto en las propiedades de un polímero. Usando el polietileno como un ejemplo, el bajo peso molecular de los polimeros existe como en lo líquidos, pero como la longitud de la cadena aumenta el liquido comienza a ser más viscoso,

después ceroso, y al final plástico. La baja atracción entre cadenas entre los polímeros puede ser aumentada por juntando las cadenas más cerca una de otra dentro de una estructura cristalina regular. Esta cercanía de las cadenas incremento la fuerza tensil y resultaría una disminución de la solubilidad porque las moléculas reactivas pueden penetrar menos fácilmente al polímero y separar las cadenas. Promover incrementos en la rigidez del material y estabilidad puede conseguirse por la formación de cadenas cruzadas entre las cadenas del polímero. En estado líquido o fluido de un polímero, la energía térmica es suficientemente alta para los largos segmentos de cada macromolécula para moverse en movimiento browniano aleatorio. Cuando el fluido es enfriado, una temperatura se alcanza la cual todo el largo segmento cesa el movimiento. Esta temperatura, la cual es indicativa de la abrupta cesación de la larga escala del polímero base de la rotación, es llamada la temperatura de transición de vidrio. Más debajo de esta temperatura el módulo de un polímero incremento varios ordenes de magnitud y cambia de un material elástico a un estado vídrioso. Los polímeros como el polidimetilsiloxano, con una temperatura de transición de 123°C, por lo que existe en el estado elástico o elastomérico e temperatura ambiente y de cuerpo. El polimetacrilato tiene una temperatura de transición a vidrio de 105°C, mientras se cuenta para su estado vídrioso a temperaturas fisiológicas. La fabricación de los métodos utilizados por los implantes de polímero generalmente depende de la presencia de cadenas cruzadas. Ningún polímero de cadenas cruzadas son termoplásticos y reversiblemente blandos por encima del calor. Para estos polímeros, el proceso se realiza mientras está en el estado de ablandamiento por calor. Con el uso del modelado por inyección, el polímero viscoso es forzado por la presión dentro del molde cerrado, enfriado y expulsado como la parte terminado. En algunos casos es necesario atemperar el modelo del material para implante para reducir el estrés residual. Polímero de cadenas cruzadas son materiales de termoendurecimiento en los cuales el polímero cura como un infundible, e

ESTA TESIS NO SALE DE LA BIBLIOTECA

insoluble sólido. Con el uso de moldeado de transferencia, este polímero es calentando en una cámara y forzado dentro de un molde antes de que el curado termine. Este proceso difiere del moldeado por inyección en que el tiempo de estancia en molde caliente debe ser lo suficiente para que el curado se lleve a cabo. Varios polímeros, notablemente metacrilatos y silicones, podrían ser moldeados como líquidos curables en un molde y seguidos de una fase de calor a temperatura ambiente. El estrés mecánico impuesto sobre los implantes de polímeros es pequeño cuando se usa en aplicaciones como tejido blando. Como se puede ver por comparación de sus propiedades mecánicas con aquellas del tejido humano, los implantes poliméricos generalmente tienen gran fuerza que los de los tejidos. La respuesta biológica del grupo de polímeros generalmente consiste de una respuesta inflamatoria normal, deposición de colágena, fibras y finalmente maduración dentro de un desarrollado tejido conectivo fibroso que completamente encapsula al implante. El tejido fibroso alcanza maduración en cuatro a seis semanas, y contiene numerosos manojos de colágena y fibras reticulares. La funda fibrosa es normalmente flexible y esta dentro de la superficie es suave y brillante. En algunos casos ocurre una fibrosis constructiva, una respuesta biológica que podría requerir de corrección quirúrgica. El uso de estos polímeros, con la liberación de pequeñas partículas, parece provocar una respuesta inflamatoria. El líquido que forman los polímeros como dimetilsiloxano y tetrafluoroetileno ha sido asociado a la inflamación y la reacción de células gigantes multinucleadas por lo que es poco usado.

LOS SILICONES O POLI(DIMETILSILOXANO)

Esta clase de polímeros han sido probablemente más ampliamente implantados que ninguna otra por su compatibilidad con tejido blando, fácil formabilidad, resistencia al medio fisiológico y amplio rango de propiedades

mecánicas. Las siliconas o más precisamente la polidimetilsiloxano y sus polímeros relacionados, son el único polímero sin cadenas de carbón utilizados como implantes. El dimetilsiloxano puede polimerizar dentro de largas cadenas de moléculas con pesos moleculares de millones. Aunque el grupo metilo predomina, ocasionalmente un grupo vinilo o fenilo reemplaza al grupo metilo.

POLI (URETANO)

Los polímeros de uretano incluyen una amplia variedad de materiales basados en el grupo uretano y tienen en común la misma clase general de empezar el material -disocianatos y tanto poliésteres como poliéteres. Las posibilidades del diseño y síntesis de los diferentes poliuretanos con excelentes propiedades mecánicas y biológicas contribuyen a su temprana solicitud como materiales para implantes. En los 50's los poliuretanos fueron implantados como espumas y elastómeros en una variedad de aplicaciones. Desafortunadamente, muchos de estos implantes fracasaron en sistemas de largo uso porque eran poliésteres de poliuretano. Estos materiales subsecuentemente mostraron poseer pobre estabilidad hidrolítica y ser susceptibles a la degradación en el medio biológico. Este problema ha surgido por la incorporación de un poliéter hidrolíticamente estable en muchos de los implantes de poliuretano usados hoy en día, y los poliuretanos ahora tienen mayor calidad entre los materiales para implantes aceptados.

POLI(ETILENO TEREFTALATO)

El más común de los poliésteres, es el polietileno tereftalato (PET), es ampliamente usado en la industria textil del vestido. Como material para implante el PET es recientemente identificado por ser inerte, biocompatible,

flexible, resiliente y resistente a los tratamiento de esterilización . Como un implante fabricado, el PET es usado como un parche que permite la sujeción del tejido a substratos fijos como la silicona. Además, el PET es el polímero preferido para la fabricación de prótesis arteriales de calibre mediano y largo. El monómero del PET es un sintetizado de dos monómeros bajo condiciones catalíticas. Una técnica común utiliza el glicol etileno y el ácido terftálico. Al vacío o en la atmósfera inerte, la polimerización gana hasta que uno de los reactores se gasta totalmente. Las cadenas lineales del polímero usado para formar fibras generalmente contiene un promedio de 70 a 1 1 0 unidades de monómero de PET.

POLI(METILMETACRILATO)

Entre los polímero de mayor peso molecular desarrollados durante las tres primeras décadas de este siglo fue probablemente el polimetilmetacrilato (PMMA) el primero en encontrar aplicación como biomaterial. A principios de 1940 se usó para dentaduras, dientes artificiales, incrustaciones, coronas y puentes, y también para orejas artificiales, nariz y ojos. Aunque las prótesis externas no son implantes, fue en esta aplicación que el PMMA nació como biomaterial. Cuando el monómero de MMA es combinado con una cadena de reacción para formar macromoléculas (polímero), adquiere las propiedades deseables de transparencia y relativa fuerza y dureza. Esta polimerización es llevada a cabo por la activación química del monómero mediante los radicales libres formados del desbordamiento de iniciador del peróxido de benzoilo. Se requiere de calor para descomponer el peróxido de benzoilo en sus radicales. Mientras la polimerización es conseguida por el calor una mezcla de MMA y peróxido de benzoilo.

MATERIAL:

Se dispuso de libros , revistas con bases científicas serias y artículos publicados en internet ; en las cuales me apoye para realizar la revisión bibliográfica correspondiente a Resinas Blandas de uso Odontológico. Mencionando las variantes de este tipo de material que se encuentran en el área médica o maxilofacial.

CONCLUSIÓN:

Las resinas blandas en odontología son utilizadas específicamente como acondicionadores de tejidos, férulas y protectores , por lo tanto las prótesis reajustadas con este material blando facilitan desmesuradamente la adaptación, proporcionando al paciente protección y confort, a la vez que permiten una mayor presión masticatoria.

Por otro lado los recubrimientos suaves, brindan al paciente un alivio temporal, porque son materiales que pierden elasticidad con el tiempo tornándose rígidos, lo cual hace necesario que se realice un chequeo continuo al paciente para evaluar las condiciones en que se encuentra la resina.

Esta resina autopolimerizable de consistencia blanda es un gran apoyo en la prostodoncia total, pero debemos de concientizarnos al utilizarla en la práctica clínica, porque si bien estas deben aplicarse cuando el desajuste se haya suscitado a través del tiempo y no por errores en la elaboración de prótesis.

Obteniendo así que la resiliencia y elasticidad que presentan es de gran ayuda en las diversas situaciones clínicas odontológicas.

Bibliografía :

- Ralph W. Phillips; La ciencia de los materiales dentales de Skinner; edit. Interamericana Mc Graw Hill. Novena edición 1993.
- Guzmán Baez José Humberto. Biomateriales Odontológicos de uso clínico. Editorial Cat Editores. 1ª edición. 1990. Págs 170, 171, 172, 174, 175, 177, 178
- Cabo J.M. Materiales de Aplicación Dental. Editorial Salvat. 1988 Pág 77.
- Luis E. Moreyra Bernan. Máximo P Ledesma; Acrílicos Autopolimerizables Endobucuales. Editorial Mundi. 1ª edición 1959.
- Gustav O. Kruger. Cirugía Buco-Maxilofacial; Editorial Medica Panamericana. 5ª Edición 1987.
- John Osborne; Tecnología y Materiales Dentales; Editorial Limusa. Edición 1987.
- Carl O. Boucher; Prostodoncia Total; Editorial Mc. Graw-Hill. 10ª Edición 1998.
- J. F. Batos, D. Adams; Tratamiento Odontológico del paciente geriátrico; Editorial El manual Moderno; S.A. de C.V. Edición 1986.
- Floyd A. Peyton, David H. Anthony; Editorial Mundi; 1ª Edición 1964.

The journal of Prosthetic Dentistry, Marzo – Abril, 1992 Vol. II No 2

- Artículo 1

Presencia y crecimiento fungal in vivo en dos acondicionadores para dentadura

Bruce S. Graham, D.D.S., M.S., M.E.D.

Págs. 50,51,52,53.

- Artículo 2

Journal Prosthet Dent 1996 April; 75(4):463-71

Dureza y Absorción del hule se Silicona en guardas bucales.

- Artículo 3

The Journal of Prosthetic Dentistry Vol. 43 Feb-Junio 1980.

Conformadores Intranasales.

Stephen M. Parel, D.D.S.

Pág 439-444.

-Artículo 4

Pediatr Dent. 1999 May-Jun; 21(3):169-75

Efecto del barniz de clorhexidina en guardas bucales sobre los niveles de microorganismos en pacientes pediátricos.

Achong RA, Briskie D.M.

- Artículo 5

Trends Tech Contemp Dent Lab 1992 Jun; 9(5):61-4

Fabricación de un protector bucal para pacientes que participan en deportes de contacto.

Helvey JC. Hopson VW.