



UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

"LA PROTESIS DE PRECISION EN ODONTOLOGIA"

Revisión Autorizada
[Signature]

T E S I S

PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A

P. EVODIO LOPEZ GARCIA



MEXICO, D. F.

1985



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 .

PAGS:

I N T R O D U C C I O N .	*	*	8
CAPITULO I:			
INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES.	*	*	17
A).- Indicaciones.	*	*	18
B).- Contraindicaciones.	*	*	23
CAPITULO II:			
BIOMECANICA DEL APARATO ESTOMATOGNATICO	*	*	25
A).- Elementos que la forman e interactúan.	*	*	26
B).- Equilibrio dentario.	*	*	38
C).- Cargas dentarias.	*	*	44
CAPITULO III:			
ELEMENTOS DE LA PROTESIS.	*	*	50
A).- Incrustaciones y coronas con finalidad protésica.	*	*	51
B).- Bases y dientes artificiales.	*	*	66
C).- Conectores.	*	*	69
D).- Sistemas mecánicos.	*	*	78
E).- Efectos sobre los tejidos de sostén.	*	*	86

PAGS:

CAPITULO IV:

RETENEDORES.	*	*	89
A).- El paralelógrafo de Ney.	*	*	94
B).- Aditamentos de precisión.	*	*	99
C).- Sistemas telescópicos.	*	*	121

CAPITULO V:

CONEXION DE LOS RETENEDORES CON LAS BASES	*	*	125
A).- Conceptos generales.	*	*	126
B).- Articulaciones de resiliencia.	*	*	136
1.- Articulación a charnela según Fischer.	*	*	141
2.- Articulación de rotación axial.	*	*	143
3.- Articulación de Beat Mueller (BMB).	*	*	148
4.- Articulación de Biaggi.	*	*	153
5.- Articulación de C.M.	*	*	159
6.- Articulación de Frey.	*	*	162
C).- Articulaciones de balanceo.	*	*	169
C O N C L U S I O N E S .	*	*	172
B I B L I O G R A F I A .	*	*	178
A P E N D I C E .	*	*	183

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

El valor de todo trabajo científico o literario, depende en gran medida del concepto básico que guía al autor (ponente), la distribución del material, el sistema seguido en la exposición, los ejemplos e ilustraciones elegidas y las deducciones que se obtengan, son factores regidos por la posición que guarda el autor ante el tema que analiza.

Cuanto más amplio el tema tanto más difícil es mantenerse en un justo medio, sin llegar a ser demasiado breve o caer en la divagación y la obscuridad; porque se presentan al autor innumerables aspectos, para escoger de entre ellos los verdaderamente adecuados, para lo cual es necesario una sólida preparación teórica primero y después la aplicación de dicha información (tiempos clínicos fundamentales).

La tarea del autor se dificulta todavía más cuando el tema de su trabajo es discutido. Aportar ideas sin entrar en polémica solamente puede lograrse si se enfocan los casos desde un punto de vista objetivo e imparcial.

Al realizar un trabajo de investigación bibliográfica, es con el propósito de brindar a los demás, el fruto de dicha información y la poca o mucha experiencia personal al respecto, el proponerse ésto es sencillo, lograrlo no lo es tanto.

En cierta forma el autor de un trabajo podría semejarse a un escultor, ya que ambos disponen al principio de un bloque; el trabajo es quitar poco a poco con mucho esfuerzo, todo lo superfluo hasta alcanzar una forma armoniosa y comprensible.

En este trabajo he intentado abarcar diversos aspectos de la Odontolo

gía Integral (Rehabilitación Bucal), ya que en su práctica no contamos con reglas inflexibles, aunque sí con principios básicos aplicables a cada caso en particular. Por ello en vez de exponer teorías estrictas, frías y muchas veces de escasa utilidad práctica, prefería basar mi --trabajo en la descripción; lo que contribuye mucho al carácter objetivo de la exposición, sin adoptar una posición intransigente, ya que al no ser dogmático, el trabajo invita al lector a pensar, lo que despierta siempre interés y suscita nuevas ideas.

Todo esto con la finalidad de atender a los pacientes en la forma más adecuada posible, considerando la boca como un todo anatómo-fisiológico (aparato estomatognático) y en emplear para la terapéutica las medidas necesarias al caso.

La base de los procedimientos clínicos y los materiales fundamentales empleados, no presentan ninguna variación significativa, lo importante es aplicarlas justamente al concepto de tratamiento integral, el que -ha adquirido mayor importancia gracias a la difusión de conocimientos y la orientación que proporciona el sistema educativo establecido; fruto también del estudio y esfuerzo personal.

En los tratados de la materia y en las conferencias dadas por los especialistas, los casos presentados, suelen enfocarse desde un punto de -vista demasiado rebuscado por decirlo así, en consecuencia el C.D. de práctica general, que se ve ante casos que se salen de lo común o rutinario, obtiene escaso provecho y ésto contribuye más, a agrandar la -brecha que separa al C.D. de práctica general al especialista.

Ahora bien, considero que el C.D. de práctica general cuenta con las -bases imprescindibles para poder efectuar un tratamiento integral al -paciente, lo único que necesita es incluirlas en un sistema coherente y sincrónico que le permita aprovecharlas al máximo.

Una de las finalidades de este trabajo es proporcionar al lector una - información lo más objetiva posible acerca de la Prótesis de Precisión, tratando de eliminar los conceptos innecesariamente circunscritos a la práctica diaria y que "obligan" a emplear soluciones insuficientes en los casos que requieren de Prótesis.

La Prótesis de Precisión se define como: aquél aparato dentoprotésico destinado a substituir un número determinado de piezas dentarias, éste aparato puede ser dentosoportado o dentomucosoportado; de dos o más materiales y queda a la voluntad del paciente quitarlo cuando así lo de-see, consta de dos partes principales a las que debe su nombre:

a).- Una parte que recibe el nombre de hembra y es fija, a base de restauraciones individuales que casi siempre son coronas combinadas o no combinadas y que presentan como característica el de tener una cavidad regular que siempre va hacia el espacio desdentado y que se encuentra en la parte media de dicha cara. Esta cavidad de forma regular, va de cervical a la cara masticatoria o borde incisal.

b).- La otra parte del aparato, es un puente removible convencional, - solamente que no va a tener ganchos retenedores y en lo que debían ser los descansos oclusales; aquí ésta porción tiene la forma exacta de la cavidad regular y se le denomina parte macho, que se introduce en la - cavidad mencionada anteriormente.

Estas porciones, la hembra y el macho es a lo que se les denomina aditamentos de semiprecisión, cuando todo el trabajo se lleva a cabo en - el laboratorio.

Los aditamentos de precisión tanto la parte hembra como la parte macho, se adquieren en el comercio, siempre en oro platinizado y se adosan o se agregan; la parte hembra a la restauración individual en cera, para

poder obtener más tarde la restauración metálica y lo mismo se hace con la parte macho, que se agrega al puente modelado en cera, para obtener después por soldadura autógena un sólo bloque.

La preparación adecuada de las piezas dentarias soporte, puede considerarse sin lugar a dudas, como la piedra angular de la reconstrucción bucal; para algunos autores, el desgaste de las piezas dentarias, es sinónimo de "mutilación" un desgaste mal hecho si es perjudicial, como lo será cualquier otro método terapéutico empleado de manera inadecuada. Sin embargo éste no es motivo suficiente para oponerse a ello, sino que debería ser una razón para aprender a efectuarlo correctamente.

Por ésto, es de suma importancia observar ciertas medidas preoperatorias (procedimientos diagnósticos), antes de iniciar cualquier tratamiento integral en el paciente:

- 1.- Modelos de estudio.
- 2.- Serie radiográfica.
- 3.- Valoración clínica del estado actual de la boca (problemas parodontales, pulpares, caries, tipo de oclusión etc.).
- 4.- Tratamiento parodontal de acuerdo al caso.
- 5.- Tratamiento endodóntico si fuese necesario.
- 6.- Planeo de la Prótesis en los modelos de estudio, para lo cual tendremos varios duplicados de cada modelo; en donde se harán todas las maniobras que más tarde se realizarán en boca. Esto es con el fin de no cometer errores que compliquen el tratamiento, éstas maniobras que se efectúan en los modelos brindan una mayor habilidad al operador, ya que el éxito de todo trabajo depende de la organización y precisión con que se efectúe.
 - a).- Elección de los retenedores, de acuerdo al tipo y extensión de la arcada residual del paciente y determinar su guía de inserción por anticipado.
 - b).- Determinación de la extensión de la silla, de acuerdo al número de dientes a restituir, la forma y tamaño de las piezas ar-

tificiales.

- c).- Si es necesario utilizar elementos de conexión articulados, -- se elegirán de acuerdo al caso en particular. Su indicación -- es cuando no existe diente pilar distal a la brecha desdenta-- da.

Porque si el C.D. no une a los conocimientos científicos el dominio de la técnica, el éxito del trabajo es difícil, ya que sin una información adecuada, la técnica por sí sola no basta para dar cima a una labor --- Odontológica satisfactoria; además de tener una organización sincrónica de las diversas etapas de la Terapéutica.

Con éste trabajo, he intentado describir y analizar los distintos ele-- mentos de la Prótesis en sus múltiples formas explicando los fundamen-- tos teóricos (Bio-físicos primordialmente), las exigencias en correla-- ción con las tareas funcionales. Además de cumplir con un requisito - imprescindible, para acreditar una etapa más de la estructura educativa vigente.

Estas consideraciones analíticas han de brindarnos la posibilidad al -- planear una Prótesis de Precisión, de combinar los distintos elementos funcionalmente de acuerdo a las condiciones biológicas de los maxilares, de tal forma que en cada caso, se obtenga el mejor resultado posible -- con la Terapéutica protésica.

De ahí la importancia de tomar modelos de estudio, con el propósito, -- que su nombre lo indica: "analizar cada caso en particular", ésta prác-- tica nos ofrece un sinnúmero de posibilidades que podrán aplicarse más tarde, ya que al conocer perfectamente un caso, los tiempos clínicos se facilitan; sobre todo la posibilidad de desgaste de las piezas soporte, posteriormente.

Con ésto, no he intentado de ninguna manera imponer un criterio determi-- nado, mi propósito es resaltar la utilidad que tienen los procedimientos

de elección y dejar al criterio del lector, las deducciones y comparaciones que juzgue pertinentes al respecto.

Para facilitar la lectura y acrecentar su utilidad, cada uno de los capítulos se ha subdividido lo más posible, haciendo resaltar los aspectos más importantes relacionados con el diagnóstico y aplicación clínica de dicha información, tratando desde luego, evitar repeticiones innecesarias y en consecuencia, cuando un aspecto se ha explicado con amplitud suficiente en un capítulo determinado, sólo vuelve a subrayarse si por su importancia merece destacarse.

Considerando todo lo anterior, decidí tratar de ordenar los capítulos, basándome fundamentalmente en un factor: el de complicación y dificultad progresivas.

En el trabajo sobre la "Prótesis Dental, una ciencia", en el año 1929 -- Herman Schröder indica la transición del concepto mecánico hacia el biológico en la Prótesis, con las siguientes palabras: El concepto puramente mecanístico ya no debe predominar en la Prótesis dental; el fin que queremos alcanzar en sentido funcional y estético cuando empleamos nuestros materiales, debe ser coordinado y relacionado con los verdaderos -- procesos biológicos de las partes del organismo, que están en contacto con aquellos, de tal modo que resulte posible para éstas partes una autorregulación, o sea una adaptación en sentido fisiológico que la nueva -- carga exija.

Desde aquel momento, el fin del tratamiento protésico, ya no consiste sólo lamente en completar la arcada dentaria, según puntos de vista anatómicos o estéticos, sino que se quiere alcanzar por medio del cuerpo extraño que es la prótesis, una mejoría duradera de la función, cuidando y -- conservando al mismo tiempo los dientes pilares; lo que en el trabajo citado por Schöder designa como "establecer el equilibrio biológico".

En una arcada dentaria, si faltan algunas piezas dentarias, comunmente -- se coloca una prótesis a intercalar o apoyada en los dientes adyacentes, o combinación de ambos con la serie de elementos que ello implica. Por

su alto valor estético, se originaron los aditamentos de precisión; cuando el tratamiento debe completar una arcada dentaria acortada - - (Kennedy), o sea cuando no existe diente soporte distal a la brecha dentada; surge la dificultad de apoyar nuestro aparato sobre dos tipos de tejidos biológicamente distintos y cuya diferencia se explica no sólo por su formación y su estructura anatómica, sino en mayor grado aún por su distinta forma de reaccionar; tenemos así dos partes de la prótesis que se apoyan en dos tipos de tejido, entonces cada parte puede ser construída por separado según el tipo de apoyo.

La unión entre dos partes diferentes de la Prótesis, será problemática, porque en cada caso influyen factores biológicos individuales sobre el tipo de conexión; la tarea de tales elementos de conexión es amortiguar las cargas que actúan sobre la silla y distribuirlas racionalmente en forma biológica sobre los dientes pilares y la encía, al mismo tiempo - ha de ayudar a alcanzar el efecto masticatorio funcional óptimo, para el caso dado.

Para un mejor entendimiento del trabajo, me pareció conveniente incluir una pequeña reseña del desarrollo de los aditamentos de precisión y los elementos de conexión entre los retenedores y las bases, ya que se dió a la par.

Entre los años 1920-1925 las escuelas Americana, Alemana y Suiza trabajaron simultáneamente en este campo. Surgieron los primeros aditamentos de precisión o ataches corredizos para la prótesis removible (Chayes, Golobin, Brown & Sörensen, Schröder, Vossmann etc) y evolucionando de éstos aparecieron construcciones que ya pueden considerarse como articulaciones corredizas, ya que pueden realizar movimientos en varios - grados de libertad: las de Roach en 1924 (plana y esférica), el aditamento rompelfuerzas de Kerr & Kayle.

En Alemania, Rumpel intentó la solución del problema de la Prótesis de

extremo libre por medio de sus "construcciones protésicas apoyadas", -- las llamadas construcciones de puentes-placas soldando la parte de la silla de extremo libre a la construcción de fijación de los dientes, -- uniendo rígidamente las dos partes. Quiso proteger los dientes soporte contra la sobrecarga, fijando los dientes entre sí con construcciones -- en forma de puentes. Schröder amplió ese sistema creando su "Prótesis apoyada sobre varilla fija".

Más tarde, los trabajos americanos ejercían gran influencia sobre los métodos alemanes, Schröder creó un atache a varilla y siguiendo los rompefuerzas americanos, junto con Elbrecht; el apéndice elástico modificado; construcciones sencillas de los dos sistemas eran además, el aditamento de precisión de Vossmann, Spreng y el lazo mesial en U según -- Stärke. Zerkovicz buscaba la solución del problema, modificando el sistema de Rumpel hacia su "Prótesis apoyada elásticamente", dejando a un lado la conexión rívida, substituyéndola por resortes.

Mientras hasta ahora se trataba de elementos de conexión ya sea demasiado rívidos o demasiado blandos, con recorrido poco guiado (Geyer), aparecieron los aditamentos con varios grados de libertad de Gottlieb y en las construcciones de rompefuerzas de Dresch, los primeros precursores de las articulaciones en Alemania. Aparte de éstos intentos en Alemania y América de crear elementos de conexión y retenedores por medio de resortes; Stein en Viena, en el año de 1934 propuso separar completamente la parte mucosoportada de la dentosoportada.

Mientras que las escuelas Alemanas y Americanas buscaban la solución -- por todos estos caminos, la escuela Suiza, desde un principio intentó -- encontrar la conexión ideal, por medio de aditamentos o articulaciones con varios grados de libertad de movimiento; sus figuras más prominentes y pioneros son A. A. Steiger y Beat Mueller.

Partiendo de las construcciones de aditamentos de precisión de las es--

cuelas americanas, Steiger construyó en 1924 articulaciones modificadas con guías determinadas, que en su función ya eran más exactas; éste - - autor dió mucha importancia a la terminación higiénica de los aparatos. El 21 de Junio de 1924 informó ante la asociación Odontológica de - - Zurich sobre sus trabajos y mostró la articulación que lleva su nombre, aún hoy día es usada en su forma original con éxito. En 1931 presentó el aditamento de precisión C.S.P.A., el cual se prepara de acuerdo a -- las condiciones individuales del caso, la disposición de sus distintos elementos es determinado por la anatomía dentaria, la posición de los - dientes soporte en la arcada, oclusión etc.

En la Literatura encontramos la descripción de múltiples aditamentos de precisión y de elementos articulados; en éste trabajo sólo algunos prototipos fué posible describir, ya que sobrepasaría por mucho, el marco de este trabajo en la síntesis.

De ésta forma, una Prótesis de Precisión combinada o no combinada con - articulaciones colocadas uni o bilateralmente, cumple con la exigencia fundamental de la Prótesis, o sea la máxima conservación y protección de los dientes pilares.

C A P I T U L O I

INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES.

A).- INDICACIONES:

La indicación de la construcción de una prótesis de precisión, es de índole estética, funcional e higiénica; ya que en el primer caso el paciente queda muy satisfecho con el trabajo realizado. En el segundo caso, su misión es la de favorecer los efectos del trabajo funcional al que van a ser sometidos los dientes pilares, viéndose así prolongada su duración. En el tercer caso, con la aplicación de una prótesis de precisión se pueden mejorar las condiciones higiénicas de la boca.

Para efectuar una buena selección del caso es preciso considerar la salud general del paciente, su higiene, las condiciones de los tejidos de sostén, así como los dientes remanentes y la distribución de éstos en el proceso.

Basándonos en lo anterior, podemos decir que los puentes de precisión se indican cuando:

a).- Existen espacios desdentados largos.

b).- Espacios desdentados múltiples.

c).- Cuando falta diente pilar distal a la brecha desdentada.

Se combina con otro elemento articulado, uniéndose por un lado al retenedor y por el otro a la base; las fuerzas recibidas por la base son amortiguadas y transformadas al llegar a la articulación.

d).- Si los dientes reúnen ciertas características para servir como soporte de la prótesis:

- Que estén sanos y por consiguiente tengan:

+ Una relación corona-raíz adecuada.

+ La pulpa vital deberá reaccionar favorablemente a los estímulos naturales.

+ Si son dientes desvitalizados, el conducto radicular deberá encontrarse obturado correctamente y sin indicio de reacción apical.

+ El diente podrá tener caries siempre y cuando admita, su tratamiento para devolverle la salud y que los tejidos de soporte se

encuentren en condiciones óptimas.

- e).- La ocupación y sexo del paciente, tal vez sean los factores más importantes que se toman en cuenta al indicar un trabajo de éste tipo, ya que por su ocupación siempre están a la vista del público y requieren de una gran estética ante todo. Asimismo los pacientes de sexo femenino prefieran generalmente un trabajo estético, a veces sacrificando funcionalidad por tener una buena apariencia.
- f).- Los aditamentos de precisión junto con la restauración individual deberán ser siempre en oro platinizado, para efectuar un correcto funcionamiento, por las múltiples características del metal más -- "noble".

El contenido de oro de la aleación dental se mide por el quilate o ley de la aleación. El quilate de una aleación es la cantidad o partes de oro puro de un total de 24 que contiene la aleación. La ley de una -- aleación de oro es la cantidad por mil de oro puro que contiene; la ley de oro puro es 1000.

El contenido porcentual de oro es numéricamente el décimo del valor de la ley; se puede determinar la relación de quilate por la relación de -- ley y viceversa mediante una sencilla proporción directa.

$$\frac{\text{Quilate}}{24} = \frac{\text{Ley}}{1000}$$

Las relaciones de quilate y de ley tienen mucha importancia como estimación del valor económico y de la resistencia a la pigmentación y el deslustrado de la aleación, por los líquidos bucales como agentes de corrosión.

Las aleaciones de oro se clasifican de acuerdo con su composición en -- cuanto ésta afecta a su dureza superficial, teniendo en cuenta que por lo general la dureza es proporcional a la resistencia, es decir, mayor

dureza indica mayor resistencia. Según los requisitos actuales de la especificación número 5 de la Asociación Dental Americana, las aleaciones de oro se clasifican en cuatro tipos:

- I (blando).
- II (mediano).
- III (duro) y
- IV (extraduro).

Una de las consideraciones importantes de la composición de las fórmulas de aleaciones de oro para uso dental es que deben contener la suficiente cantidad de metal precioso para asegurar que la restauración no cambie de color por la acción de los líquidos bucales. Además, la temperatura de fusión de la aleación debe ser suficientemente baja para que la aleación se funda en concordancia con la práctica odontológica usual.

El oro es, por supuesto, el principal componente de las aleaciones cuyo color es el de este metal; la función más importante, además de dar el color, es conferir a la obturación resistencia a la pigmentación y al deslustrado, la cual es lineal en función del contenido de oro cuando se haya combinado con metales de base. Por lo general, para que la resistencia a la pigmentación y la corrosión en boca sea la adecuada, el número de átomos de oro debe, por lo menos, igualar al número de átomos del metal de base; de acuerdo a esto, el contenido de oro de una aleación, ha de ser por lo menos 75% por peso, sin embargo el oro puede ser substituído por platino y paladio hasta cierto grado. El oro también confiere ductilidad a la aleación; eleva el peso específico y junto con el cobre es un factor que interviene en el tratamiento térmico de las aleaciones de oro.

La contribución del cobre a la aleación es el aumento de la resistencia y la dureza; el número de dureza Brinell del oro puro es de 32, pero con la incorporación de 4% de cobre eleva la dureza hasta 54. Si hay entre 8 y 25% de cobre en la aleación el endurecimiento se produce - -

fácilmente, sin embargo reduce la resistencia a la pigmentación y la corrosión de la aleación y por ello su uso es limitado. En las cantidades con que se le usa aumenta la ductibilidad e imparte el color rojizo a la aleación.

La plata tiende a emblanquecer la aleación y enriquece el amarillo al neutralizar el color rojizo aportado por el cobre; contribuye a la ductibilidad de la aleación de oro en presencia de paladio.

El platino actúa como endurecedor eficaz de las aleaciones de oro, si la concentración es suficiente; asimismo, aumenta la resistencia a la pigmentación y la corrosión. Uno de los factores que limita el uso del platino es su costo y el efecto que ejerce en el punto de fusión. Las aleaciones se solidifican alrededor de 1000°C. para evitar un incremento significativo de la temperatura de solidificación, el contenido de paladio no excede de 3-4%. El platino blanquea las aleaciones de oro; además reacciona con el oro y el cobre para producir un endurecimiento eficaz.

Como el paladio es más barato que el platino, se suele reemplazar por este en las aleaciones, este cambio da buenos resultados, por que el paladio se comporta en la aleación de manera semejante a la del platino, aunque su efecto endurecedor es mayor que la del platino. El paladio funde a una temperatura inferior, eleva la temperatura de fusión de la aleación con mayor eficacia que el platino; confiere resistencia y dureza a las aleaciones, pero no es tan eficaz como el platino. Enblanquece la aleación más que ningún otro componente común, con un 5-6 % hay un blanqueamiento notable de la aleación.

El zinc se añade en pequeñas cantidades como elemento depurador y hace descender el punto de fusión, en combinación con el paladio contribuye a la dureza; también puede blanquear la aleación, aunque no notablemente en las concentraciones usadas normalmente.

Algunos fabricantes añaden Indio en poca concentración como elemento depurador menos volátil; favorece la producción de granos de tamaño - uniforme y la fluidez del colado.

Uno de los factores que influye substancialmente en la resistencia de los metales es el tamaño de los granos. El refinado del tamaño de -- los granos ha constituido una parte importante de la investigación pa ra aumentar la resistencia de las aleaciones de oro; por lo general, la estructura granular fina es superior a la estructura granular grue sa en propiedades mecánicas tales como resistencia a la tracción y -- alargamiento.

La dureza se define como la resistencia a la penetración permanente y los métodos o unidades para medir la dureza de los materiales restauradores son:

BRINELL (BHN), KNOOP (KHN), ROCKWELL, UTCKERS
Y BIERBAUM.

Es importante para el C.D. conocer el intervalo de fusión que la alea ción de oro para colados presenta y así saber la temperatura aproxima da a la que hay que calentar esa aleación al efectuar el vaciado. El valor mínimo de esta temperatura es de 930 °C para aleaciones de tipo I; 900°C para las de tipo II y III y 870°C para las aleaciones tipo - IV.

Las aleaciones de tipo III han desplazado a las de los tipos I y II, - están indicadas para coronas o pilares de puente sometidos a fuerzas intensas durante la masticación; con el fin de facilitar la adaptación de los bordes mediante su bruñido. Para la Prótesis de precisión se utiliza generalmente el de tipo IV, porque se requiere resistencia. - Se hace descender la temperatura de fusión agregando mayor cantidad de cobre a expensas del contenido de oro; ésta aleación se emplea pa ra el colado de aparatos que se pulen fuera de la boca.

Las aleaciones de oro se pigmentan y deslustran o corroen en la boca, en determinadas condiciones; por ejemplo, el contenido de metal precioso (oro, platino, paladio), debe ser el suficiente para evitar la corrosión. Si la restauración está en contacto con una obturación de metal diferente, como la amalgama, puede producirse pigmentación y corrosión electrofítica; como consecuencia de la corrosión el mercurio y -- otros elementos se difunden de la amalgama a la aleación de oro. Tanto la resultante falta de homogeneidad de la aleación de oro como su potencial de solución en relación con el de la amalgama originan productos de corrosión de diversos colores, según sean los compuestos químicos formados.

En un estudio efectuado por la F. O. de la Universidad de Sao Paulo, - Brasil, acerca de los materiales restaurativos, concluyen que en general las restauraciones vaciadas en oro ofrecen el mejor rendimiento, a al ser éste el material restaurativo óptimo; ya que de los 100 puntos que se otorgaron al material ideal, el oro platinizado acumuló 71, por sus propiedades físicas, biológicas, estética y manipulación.

B).- CONTRAINDICACIONES: La prótesis de precisión está contraindicada en:

- a).- Casos con espacios cortos, en donde la solución ideal es colocar un puente fijo.
- b).- En casos donde los puentes fijos pueden mejorar la condición parodontal como férulas.
- c).- Cuando la condición parodontal está debilitada.
- d).- Cuando no se cumpla adecuadamente la relación corona-raíz de los dientes pilares.
- e).- Cuando los dientes pilares presentan coronas cónicas.
- f).- En pacientes con inadecuada destreza manual para la inserción y - remoción de la prótesis parcial removible con aditamentos de precisión.

- g).- En pacientes con pobre higiene oral, ya que ésto es motivo de acumulación de placa dentobacteriana y de ahí los problemas parodon-
tales, que pueden significar el fracaso de nuestro trabajo.
- h).- En personas con alteración mental.
- i).- En pacientes con padecimientos epilépticos.
- j).- En pacientes con problemas sistémicos como la Tuberculosis o Dia-
betes mellitus donde el metabolismo del calcio se ve afectado, es
to entre muchos otros.
- k).- El alto costo de su confección por el grado de dificultad que re-
presenta su construcción.
- l).- Cuando el operador no cuenta con la suficiente información al res
pecto.

C A P I T U L O I I

BIOMECANICA DEL APARATO ESTOMATOGNATICO.

A).- ELEMENTOS QUE LA FORMAN E INTERACTUAN.

La función masticatoria que constituye el primer fenómeno mecánico de la digestión, se realiza con la intervención de un cierto número de órganos cuya asociación anatómica y fisiológica es suficiente característica como para configurar una unidad, si se le considera con criterio morfológico como funcional: el aparato estomatognático. Los dientes son los órganos más especializados de dicho aparato y ellos asumen la responsabilidad de actuar como agentes efectivos y directos de la actividad funcional.

El aparato estomatognático, en su unidad anatómica y funcional, puede considerarse integrado por un cierto número de estructuras; unas propias o esenciales y otras secundarias o anexas. Constituyen las estructuras esenciales: los dientes, los huesos maxilares, la mandíbula; la articulación alvéolo-dentaria (ligamento periodontal), la articulación temporomandibular que permite los desplazamientos del arco dentario inferior con respecto al superior y los músculos que ponen en movimiento a la mandíbula. Se consideran estructuras secundarias; la lengua, las masas musculares que constituyen las paredes de la cavidad oral y las glándulas salivales.

De acuerdo a lo anterior, el aparato estomatognático comprende regiones del cráneo y de la cara, y así su arquitectura está estrechamente ligada con la del primero, e influye en la configuración del tercio inferior de la segunda.

Los arcos dentarios tienen a su cargo la prensión y preparación mecánica del alimento; colaboran en la emisión del lenguaje articulado, intervienen de manera directa por visibilidad de las formas dentarias y por acción de sostén de ciertas masas musculares, en la caracterización de las facciones y en la expresión de los estados anímicos.

Las funciones en cuyo desarrollo intervienen los dientes actuando como

agentes mecánicos, sólo pueden ser cumplidas en la medida en que dichos dientes concurren de manera conveniente, los caracteres que los hacen efectivos como instrumentos físicos son: forma, volumen, posición e inserción en el proceso alveolar. En el aparato estomatognático han de distinguirse y considerarse problemas físicos y biológicos; unos y otros han de dilucidarse para entender el régimen de trabajo de los dientes y de las estructuras interdependientes del mismo, para alcanzar las razones que decidan su eficacia, comprender los motivos que determinan su declinación y luego su ineficacia funcional; también problemas de esa misma naturaleza han de resolverse para encontrar la raíz de los principios fundamentales que gobiernan el proceso de rehabilitación del aparato estomatognático por medio de la Operatoria, de la Prótesis, la Ortodoncia, Parodoncia etc.

De acuerdo a lo anterior, los dientes, sus particularidades arquitectónicas y su actividad funcional; así como la de los arcos que ellos integran, han de ser estudiados en relación a la Mecánica, con las leyes estáticas, cinemáticas y dinámicas, que gobiernan la expresión de los fenómenos físicos.

En Física se llama MECANICA, a la ciencia que estudia los movimientos, el equilibrio, las fuerzas y sus leyes. La mecánica se divide en : Estática, Dinámica y Cinemática.

ESTATICA: Se encarga del estudio del equilibrio de los cuerpos; es decir, analiza las fuerzas y sus condiciones de equilibrio.

DINAMICA: Estudia y calcula el movimiento; y las fuerzas que lo producen.

CINEMATICA: Se ocupa únicamente del movimiento de los cuerpos, sin entrar en el análisis de las causas.

Cuando se relacionan éstos conocimientos con una finalidad práctica, -

se entra ya a la mecánica aplicada. En éste trabajo nos interesa su aplicación al aparato estomatognático en el ser vivo. El conocimiento de las funciones de éste aparato debe ser un común denominador para todas las ramas de la Odontología.

El aparato estomatognático tiene su carácter de comunidad mecánica y biológica porque, el desarrollo de las funciones de orden mecánico, se cumple de acuerdo a determinadas leyes precisas, y ello confiere al conjunto de órganos que las desempeñan, un carácter de máquina bien equilibrada. Como entidad biológica; en lo que respecta al diente y a los tejidos de soporte necesitan una condición para su existencia como tales (relaciones morfofuncionales), la que está condicionada por el medio interno. Estos factores somáticos, están sometidos en cuanto a la conservación de su integridad, a la influencia directa y constante del régimen de intercambio vital, del metabolismo tisular, del funcionamiento del sistema endócrino; propios del individuo y dependen de la naturaleza de los estímulos que son necesarios para mantener la salud de los mismos.

Tenemos así, que el término "BIOMECANICA" se aplica a los fenómenos mecánicos que ocurren en el ser vivo, sus efectos en una entidad viva preparada para la función y todo lo que respecta al equilibrio biológico y las acciones para conservarlo.

De ésta forma, existe un juego recíproco entre la forma y la función; entre lo mecánico y lo biológico porque en un diente con forma, tamaño y constitución estructural dada, va a efectuar su trabajo no solo de acuerdo al tipo de cargas que sobre él actuen, sino que además intervienen las condiciones biológicas que van a determinar su función; así el cambio mutuo es variable; aunque con una tendencia poderosa al equilibrio y a la compensación. Esta inestabilidad biológica hace que las leyes simplemente mecánicas se cumplan en condiciones especiales y sean las primeras las que condicionen el libre desarrollo de las acciones mecánicas puras; por esta razón al enfocar todo problema mecánico-

protésico, se hará condicionándolo al factor biológico, y es por ello que se estudia la biomecánica, para suministrar los fundamentos científicos que deban regular el proceso de rehabilitación del aparato estomatognático; por lo que consideraremos algunos postulados básicos de - mecánica.

Se entiende por fuerza, toda acción capaz de modificar el estado de reposo o de movimiento de un cuerpo. En ocasiones el cuerpo se mantiene estacionario ante la acción de una fuerza reactiva igual y de sentido contrario, en tal caso el sistema está en equilibrio; en otras ocasiones el cuerpo accionado por la fuerza vence su inercia y se pone en movimiento o acelera dicho movimiento, o también puede retardar su movimiento; se dice entonces que es un sistema en movimiento.

Durante la masticación se ejercen un sinnúmero de fuerzas sobre los -- dientes y sus obturaciones o restauraciones y aparatos protésicos si -- los hubiera, las cuales tienen distinta dirección, intensidad y punto de aplicación. Estos movimientos se originan en las articulaciones -- temporomandibulares, dados por músculos y nervios y limitados por los ligamentos.

El conocimiento de los movimientos mandibulares es esencial para la -- comprensión de la oclusión, su efecto en la salud periodontal y para -- la elaboración de formas oclusales en los trabajos dentales.

Cuando una fuerza actúa sobre un cuerpo (acción), y no lo pone en movimiento, es porque el cuerpo ha desarrollado una fuerza igual y de sentido contrario (reacción) que mantiene el sistema en equilibrio; por -- lo que tenemos que cuando una fuerza actúa sobre un diente, este desarrolla una fuerza para contrarrestar la acción del antagonista y se -- mantenga el equilibrio biológico.

Si dos fuerzas tienen un mismo punto de aplicación, pero distinta di--rección, sentido e intensidad, dichas cargas pueden componerse en una nueva fuerza que los reemplaza en todos sus efectos. Las dos fuerzas se denominan componentes y la tercera resultante. Así tenemos que las

fuerzas que actúan sobre un mismo punto de la vertiente proximal de un diente pueden ser reemplazadas por una única fuerza resultante, no así las fuerzas que tienen distinto punto de aplicación y actúan sobre la superficie triturante de un molar, pueden componerse en una fuerza única, la cual las reemplaza en todos sus efectos.

Toda fuerza que actúa en un punto de un cuerpo rígido produce el mismo efecto si se la traslada sobre su recta de acción por consiguiente si se interpone un cuerpo semirígido entre las cúspides antagonistas, la fuerza con punto de aplicación sobre el cuerpo interpuesto, puede considerarse aplicada por translación al punto de la cúspide antagonista, porque allí produce el mismo efecto.

Las fuerzas paralelas de igual sentido aplicadas en el mismo cuerpo, se suman en una resultante que tiene distinto punto de aplicación, pero - que es paralela a sus componentes y de igual sentido; así cuando varias fuerzas paralelas actúan sobre una cúspide dentaria, siempre puede considerarse una resultante que es la suma de todas ellas aunque tiene distinto punto de aplicación. Es por ello cuanto mayor sea la inclinación cuspídea, de menor valor será la fuerza que tiende a fracturar la cúspide, pero ésta fuerza es muy negativa porque se encuentra muy lejos - de la base de sustentación del diente; cuando disminuye la inclinación cuspídea aumenta la intensidad de la fuerza perpendicular al plano de oclusión pero llega un instante en que ella deja de ser negativa por-- que es anulada o absorbida por los ligamentos alveolo-dentarios que -- forman los extremos de la base de sustentación del diente.

La unidad dental es un órgano compuesto por el diente y sus estructuras de soporte de tejidos duros y blandos. Evolucionó principalmente para la obtención y procesamiento de alimentos, sin embargo también desempeña un papel importante en la deglución, fonación y propiocepción; así como en el mantenimiento de un sentido general de bienestar social. - Los tejidos de soporte del diente o periodonto (del griego: peri-alrededor y odontos - diente), están compuestos por las encías, el ligamento, el cemento y el hueso (de soporte y alveolar). Estos tejidos se encuentran organizados en forma única para realizar las siguientes funciones:

- a).- Inserción del diente en su alveólo óseo.
- b).- Resistir y resolver las fuerzas generadas por la masticación, habla y deglución.
- c).- Mantener la integridad de la superficie corporal separando los me dios ext er no e i nt er no.
- d).- Compensar por los cambios estructurales relacionados con el des g a s t e y envejecimiento a través de la remodelación continua (regeneración).
- e).- Defensa contra las influencias nocivas del medio externo que se presentan en la cavidad bucal.

El tejido conectivo gingival está compuesto por colágeno, el cual está organizado en grupos de haces de fibras; éstos haces han sido descritos en base a su localización, origen e inserción. Están altamente organizados, adaptados a una forma arquitectónica característica y proporcionan, además, tono a la encía libre e insertada. Es irrigada por tres fuentes. El aporte sanguíneo principal proviene de las arterias alveolares pósterosuperiores e inferiores que nutren a los dientes, al gunas ramas de estos vasos penetran en el tabique interproximal, cerca de los ápices, y pasan en sentido oclusal saliendo a través de numerosos agujeros nutricios en la placa cortical para nutrir a la encía mar g i n a l de la encía insertada; otros vasos penetran en la encía margin al desde el ligamento periodontal, una rama adicional de irrigación sale de las ramas periósticas de las arterias lingual, buccinadora, mentoniana y palatina, penetran en la encía desde el fondo de saco vestibular, piso de la boca y paladar.

Existe una anastomosis de los vasos de todas las fuentes; las venas y linfáticos corren en dirección paralela a las arterias y el drenaje linfático de la encía es hacia los ganglios linfáticos submentonianos y cervicales.

El colágeno de los tejidos conectivos gingivales está organizado en grupos de haces de fibras:

- Las fibras dentogingivales surgen del cemento de la raíz inmediata-- mente en sentido apical a la base de la inserción epitelial, cerca - de la unión cemento-adamantina y se proyectan hacia la encía. Un gru po de éstas fibras sigue un curso coronal subyacente al epitelio de unión, terminado cerca de la lámina basal del margen gingival libre.
- Las fibras dentoperiódicas se doblan en sentido apical sobre la - - cresta alveolar, insertándose en el periostio bucal y lingual.
- Las fibras alveologingivales surgen de la cresta del alveólo y co - rren en sentido coronal, terminando en la encía libre y papilar.
- El grupo de fibras circulares pasa en forma circunferencial alrededor de la región cervical del diente en la encía libre.
- Las fibras semicirculares nacen en el cemento de la superficie radi - cular, se extienden hasta la encía marginal libre vestibular o lin - gual, la que atraviesan, insertándose en una posición comparable en el lado opuesto del mismo diente.
- Las fibras transgingivales surgen del cemento en la región de la - - unión cemento-adamantina de un diente, extendiéndose hacia la encía - marginal libre de un diente adyacente; mientras que las fibras inter - gingivales lo hacen a lo largo de la encía marginal de diente a dien - te. Las fibras transgingivales dan lugar a una disposición cruzada justamente en sentido lateral a la cresta ósea interdientaria; éstos grupos de fibras que forman la mayor parte del tejido conectivo de la encía libre, pueden considerarse colectivamente como el ligamento gingival.

Las fibras transeptales surgen de la superficie del cemento, justamen - te en sentido apical a la base de la inserción epitelial, atraviesan el hueso interdientario y se insertan en una región homóloga del diente ad - yacente. Las fibras transeptales forman un ligamento interdientario - conectando entre sí todos los dientes de la arcada; es muy importante en la conservación de la integridad del aparato dental. Cuando las fi

bras transeptales son afectadas por alguna enfermedad inflamatoria, se forman a un nivel más apical, presentándose el desplazamiento del ligamento interdentario en dirección apical.

Los tejidos conectivos blandos que envuelven a las raíces de los dientes y que se extienden en sentido coronario hasta la cresta del hueso alveolar, constituyen el ligamento periodontal. Al llegar el diente a hacer contacto con su antagonista y al aplicarse fuerzas funcionales, los tejidos periodontales se diferencian aún más y adoptan una forma arquitectónica definitiva.

El componente colágeno del ligamento periodontal maduro está organizado dentro de fibras principales, haces que atraviesan el espacio periodontal en forma oblicua, insertándose en el cemento y en el hueso alveolar, quedando como fibras de Sharpey, y las fibras secundarias, haces formados por fibrillas colágenas orientadas en forma al azar y localizadas entre los haces de fibras principales. En zonas en las que ha habido un movimiento dentario mesiodistal extenso, las fibras de Sharpey pueden ser continuas a través del hueso interproximal desde un diente hasta otro.

La estructura de las fibras principales del ligamento periodontal ha sido objeto de investigaciones y la naturaleza del mecanismo mediante el cual estas fibras son remodeladas para acomodarse a la erupción del movimiento dental fisiológico, aún es un enigma. La mayor parte de las pruebas existentes, parecen apoyar la idea de que el componente de colágeno de todo el ligamento periodontal puede tener una tasa de recambio excepcionalmente rápida, lo que puede ser responsable de la extensa remodelación que acompaña al movimiento dentario.

FIBRAS PRINCIPALES.

1.- Fibras de la cresta alveolar; - Se extienden oblicuamente desde el cemento inmediatamente por debajo de las transeptales hasta la

cresta alveolar. Ayudan a mantener al diente dentro del alveólo, impidiendo así su extrusión y a resistir los movimientos laterales del diente.

- 2.- Fibras horizontales; - Este grupo sigue un curso horizontal desde el cemento en dirección al hueso alveolar, son las que predominan a nivel del tercio cervical del ligamento periodontal. Estas resisten los esfuerzos funcionales laterales u horizontales del diente.
- 3.- Fibras oblicuas; - Estos haces se fijan al cemento algo más apicalmente de lo que están en su inserción ósea; constituyen la principal ayuda del diente frente a las fuerzas axiales de la masticación.
- 4.- Fibras apicales; - Este grupo irradia en todas direcciones, desde la región apical del cemento al hueso alveolar; protegiendo así el paquete vasculonervioso de la pulpa dentaria y mantienen al ápice dentario en el centro del alveólo.

Las fibras de la bi y trifurcación son semejantes a las del grupo de las horizontales. Son fibras de longitud infinitas porque se adaptan a la funcionalidad del diente (fuerzas de oclusión) siguen para esto un curso ondulado, por lo que no se desgarran fácilmente.

FUNCIONES DEL LIGAMENTO PERIODONTAL:

FISICA:

- Transmisión de fuerzas oclusales al hueso.
- Inserción del diente al hueso.
- Mantenimiento de los tejidos gingivales en sus relaciones adecuadas con los dientes.
- Resistencia al impacto de las fuerzas oclusales (absorción de choque).

- Provisión de una "envoltura de tejido blando" para proteger los vasos y nervios de lesiones producidas por -- fuerzas mecánicas.

FORMATIVA:

- Regeneración constante del periodonto (elementos celulares).

VASCULARIZACION:

- Proviene de las arterias alveolares superiores e inferiores y llega al ligamento periodontal desde tres orígenes:
 - Vasos apicales.
 - Vasos que penetran desde el hueso alveolar.
 - Vasos anastomosados de la encía.

El drenaje venoso y linfático sigue trayectos similares a la de los vasos sanguíneos.

La inervación sensitiva del ligamento periodontal contiene terminaciones propioceptivas que son sensibles a la presión. Hay mecanorreceptores que son sensibles al tacto y a la presión, pueden percibirse fuerzas de tan sólo escasos gramos ejercidas sobre un diente e incluso es posible detectar la presencia de cuerpos extraños de 10 - 60 milimicras interpuestas entre los dientes y por arco reflejo abrimos la boca, se localiza y se saca.

Las células constituyen el 8.0% del volumen total de los tejidos conectivos gingivales. El fibroblasto es la célula predominante, forma el 65% de la población celular total por volumen y funcionalmente constituye la célula más importante.

Los fibroblastos producen las sustancias que forman los tejidos conectivos, incluyendo el colágeno, proteoglicanos y la elastina, desempeñando así un papel importante en la conservación de la integridad del tejido gingival.

En una etapa temprana de la enfermedad gingival inflamatoria, los fibroblastos sufren graves alteraciones citopáticas. El colágeno es el principal componente estructural de la encía, hueso alveolar, cemento y ligamento periodontal. En la encía, los ligamentos de colágeno y su sustancia fundamental amorfa proporcionan las propiedades de tensión y el tono que permiten el funcionamiento normal de los tejidos de soporte; durante las etapas iniciales de la enfermedad periodontal y gingival inflamatoria, se presentan cambios en la calidad y cantidad de los componentes del tejido conectivo y éstos cambios parecen desempeñar un papel importante en la continua pérdida de la integridad tisular al progresar la enfermedad.

Las moléculas de colágeno son sintetizadas por fibroblastos residentes y extruídas hacia el compartimiento extracelular donde rápidamente se agregan de extremo a extremo y en sentido lateral para formar fibrillas y haces de colágeno. El colágeno está sometido a la actividad de diversos sistemas enzimáticos que modifican las moléculas durante y después de la síntesis. La hidroxilación de residuos lisina y prolina, es llevada a cabo por sistemas enzimáticos específicos localizados en los microsomas y utilizando la cadena de polipéptidos como sustrato; subsecuente a la hidroxilación, las cadenas son afectadas por un sistema de transferasa de glucosil que cataliza la glucosilación de ciertas cadenas laterales de hidroxilisina. Después de su extrusión a los espacios extracelulares, las moléculas de tropocolágeno son modificadas por la oxidasa de lisina, una enzima que funciona para iniciar los procesos de maduración y estabilización.

La forma de tropocolágeno que contiene dos cadenas alfa 1 y alfa 2 por molécula es la especie molecular principal presente en la mayor parte de los tejidos conectivos, aunque existen otros tipos moleculares. La forma molecular de colágeno en el periodonto es desconocida.

La elastina es la otra proteína fibrosa principal de las matrices in-

tercelulares del tejido conectivo; se encuentran altas concentraciones de ésta proteína en las estructuras especializadas, tales como la túnica media de la aorta y de las grandes arterias, cartílago elástico y el ligamento elástico. En el periodonto, la elastina se presente en las mucosas, en la encía insertada y en forma limitada en el ligamento periodontal.

Las moléculas de colágeno recién sintetizadas se agregan rápidamente formando fibrillas y en cuestión de horas en la mayor parte de los tejidos conectivos de los adultos experimentan estabilización por medio de cruzamiento de cadenas covalentes. Las cantidades de colágeno gingival insoluble son varias veces más grandes que en ninguno de los otros tejidos estudiados; además el nivel de la cantidad de colágeno insoluble de la encía se reduce con el paso del tiempo, mientras que el nivel en los otros tejidos se conserva cerca de su valor máximo. Estas observaciones sugieren que el componente, colágeno de los tejidos conectivos gingivales pueden no ser excepcionalmente débil o presentar una tasa de recambio, aún en el estado normal, exageradamente alta.

El recambio rápido puede ayudar a comprender el alto potencial regenerativo y de reparación de la encía, así como el mecanismo mediante el cual se conservan la estructura general y las características arquitectónicas de la misma y del periodonto durante la erupción dentaria, desplazamiento mesial, erupción continua y enfermedad inflamatoria.

La cantidad de datos obtenidos del análisis químico de la piel, tendones y otros tejidos conectivos, han conducido al concepto de que el componente colágeno es muy estable y posee una tasa de recambio muy lenta. Sin embargo, se ha descubierto que éstos conceptos pueden no ser valaderos para los tejidos conectivos gingivales.

El ancho medio periodontal de un diente en función se llama ancho fisiológico; en un diente con función recargada (oclusión traumática), -

el ancho medio periodontal se ensancha, produciendo en el hueso alveolar aposición de laminillas óseas y en la raíz del diente a veces cemento--sis, Weski dice que en el maxilar superior, el ancho normal del periodon--to es de 0.2 a 0.5 mm y en la mandíbula de 0.15 a 0.22 mm. Glickman sos--tiene que el ancho medio es de 0.10 a 0.25 mm.

En la cara distal de la raíz de todos los dientes, el espesor del perio--donto es mayor que en la cara mesial y ello se debe a la manifiesta ten--dencia de las piezas dentarias a migrar hacia mesial.

Cuando la fuerza masticatoria es dirigida hacia vestibular, el diente gira en su eje y las fibras periodontales en un diente unirradicular su--fren el siguiente proceso:

- a).- Con respecto a las fibras insertadas en la cara palatina: se distien--den las ubicadas hacia oclusal o incisal del eje de rotación y se -comprimen las ubicadas hacia apical.
- b).- En la cara vestibular de la raíz: las fibras ubicadas hacia oclusal o incisal del eje de rotación son presionadas y se distienden las -que se insertan hacia apical.
- c).- Las fibras apicales son comprimidas casi en su totalidad.

Cuando los dientes carecen de relación de contacto por ausencia de los -vecinos, no sólo pueden desplazarse hacia vestibular o palatino (lingual) sino también hacia mesial y distal. Se considera que las fibras perio--dontales actúan de manera similar a la mencionada anteriormente y que la única diferencia está, en que las fibras de las caras mesial y distal -son las principalmente comprimidas o distendidas por el cambio de direc--ción de las fuerzas masticatorias.

B).- EQUILIBRIO DENTARIO.

El conocimiento de los aspectos funcionales de las piezas dentarias y -sus relaciones en la cavidad oral tienen importancia fundamental para el

éxito de nuestro trabajo.

Los dientes se insertan en los maxilares no de una manera rígida, sino - mediante una articulación destinada a amortiguar los efectos de las fuer- zas de oclusión funcional desarrolladas sobre las superficies o áreas -- triturantes durante el acto masticatorio; en ésta entidad fisiológica in- tervienen la raíz dentaria, el ligamento periodontal, el hueso alveolar y la encía (ver pag.26).

Entre los haces de fibras del ligamento periodontal se encuentran células de Tejido Conjuntivo, vasos sanguíneos, linfáticos y nervios, que cum- - plen su función específica y hacen de elemento hidráulico, tendiente a - colaborar con los ligamentos en la amortiguación de los efectos de la -- acción masticatoria; también se encuentran macrófagos, células gigantes, osteoblastos, osteoclastos, cementoblastos, cuya función es la de reab-- sorber y neoformar hueso alveolar y cemento dentario, para colocar al - diente en las mejores condiciones de funcionalidad, a medida que van va- riando las condiciones normales, la disposición de los dientes y su im- plantación es de acuerdo a la función que deben realizar ya sea indivi-- dualmente o en conjunto.

Las fuerzas masticatorias llegan al máximo de su magnitud en el movi- - miento de intrusión, o sea cuando los dientes son introducidos en los al- veólos en la última fase de la masticación, es entonces cuando se pone a prueba la amortiguación ejercida por los ligamentos y el tejido conjuntivo de relleno. Las fibras más eficaces son las que se insertan en el - hueso alveolar y en el cemento dentario; la mayoría de ellas están orien- tadas, para transformar las presiones en tensiones; el tejido conjuntivo colabora también en la amortiguación, pero existe un momento en el cual las fibras colágenas llegan a su máxima tensión y compresión y el diente no se introduce más en su alveólo porque el sistema se transforma en rí- gido, de no ser así se romperían las fibras de sostén y el paquete vascu- lonervioso, lo que es muy raro dentro de la dinámica masticatoria normal.

Cuando las fuerzas que provocan la intrusión dentaria no son paralelas al

eje mayor del diente y su dirección está fuera de la base de sustentación dentaria, es decir tendiente a ejercer acción de palanca el ligamento parodontal sufre un proceso distinto y la pieza dentaria gira sobre un eje o fulcrum, que se ubica en la unión del tercio apical con el medio en los dientes unirradiculares y en los multirradiculares un poco más apicalmente de la mitad de la altura del hueso interradicular.

El problema de la oclusión interesa a cada fase y a cada especialidad de la Odontología, porque durante el acto masticatorio las fuerzas (cargas), se transmiten a los dientes a través de los alimentos aunque las superficies dentarias no ocluyan directamente entre sí, pero no sólo la cara oclusal o borde incisal son las que intervienen efectivamente en la masticación, ya que ésta se realiza además sobre el tercio superior de la cara vestibular de los dientes inferiores y sobre el tercio inferior de las caras palatinas de los dientes superiores.

Así, toda la superficie dentaria útil desde el punto de vista Biomecánico se denomina área triturante a diferencia de la llamada cara oclusal del diente, que comprende menor superficie ya que solo determina una zona anatómica.

La inclinación de las cúspides señala la dirección de las fuerzas, cuanto menor es la inclinación cuspidéa más se acerca la dirección de las fuerzas al eje mayor del diente.

La oclusión se va modificando constantemente porque a través del tiempo el área triturante sufre modificaciones en su morfología debido a la abrasión fisiológica; la abrasión de las áreas triturantes puede llegar a ser tan importante en determinados casos (bruxismo) que las fuerzas de oclusión funcional, se desarrollan únicamente en dirección paralela al eje longitudinal del diente, tienen entonces mayor magnitud pero son menos negativas porque no hacen actuar el diente como una palanca.

Las cúspides pronunciadas son más frecuentes en personas jóvenes en quienes, las fuerzas negativas de palanca, que se desarrollan durante la

masticación (horizontales) son toleradas y condicionadas por su organismo, ya que la resistencia y el poder reparativo son muy grandes; cuando - las fuerzas son paralelas al eje mayor del diente, aumentan por abrasión de las cúspides, el hueso de soporte se va condensando, su cortical es - más espesa, aumentan los haces fibrosos del ligamento y el cemento se va reforzando; de ésta manera el organismo va equilibrando la arquitectura de los tejidos de sostén, para adaptarlos al aumento en las cargas y así realizar con eficacia el acto masticatorio.

Los dientes se relacionan por la caras proximales con los adyacentes, como éstas caras son convexas, el contacto se realiza en un punto, se forma así una zona interdientaria de suma importancia, ya que ahí se dan los inicios de la enfermedad periodontal; deja oclusamente un surco marginal formado por las vertientes proximales de las aristas marginales, hacia - gingival señala el límite del espacio interdentario ocupado por la papila.

En sentido gingivo-oclusal la relación de contacto entre los dientes posteriores se encuentra en el tercio oclusal, muy cerca de los rebordes - marginales, porque allí está la mayor convexidad de las caras proximales (ecuador protésico).

En los dientes anteriores, la relación de contacto se encuentra en el - tercio incisal; en sentido vestibulo-palatino (lingual) la relación de - contacto se halla más cerca de vestibular que de palatino.

Después de la erupción, la relación de contacto es un punto, pero por - el roce de las superficies proximales entre sí, como consecuencia de - los movimientos que permite la articulación alveólo-dentaria, hace que por desgaste, lo que era un punto se transforme en una verdadera faceta (área).

Los dientes se mantienen unidos entre sí a pesar de que, con el tiempo disminuye el diámetro mesiodistal, por el roce de las superficies proxi

males, cambiando de punto de contacto a una faceta o área de contacto; ésto se debe a que los dientes tienen un movimiento migratorio hacia mesial. (Migración de acoplamiento).

No obstante, todavía no ha sido bien explicado el mecanismo íntimo de esta migración, es probable que el desplazamiento hacia mesial se deba a la acción combinada de los siguientes factores:

- a).- Por la forma de las arcadas dentarias y disposición del plano de oclusión, los ejes longitudinales de la mayoría de los dientes tienen una dirección ligeramente inclinada de vestibular hacia palatina (o lingual) y de distal hacia mesial en sentido apical-oclusal (excepto en los dos últimos molares). La resultante de la direc-ción y el sentido de las fuerzas masticatorias antagonistas es - - siempre hacia mesial. Estas fuerzas pueden influir, en el desplazamiento normal de dientes cuando los puntos se van desgastando y transformando a la vez en facetas de contacto.
- b).- La casi permanente presión ejercida por la lengua hacia adelante y hacia vestibular en los dientes posteriores; a su vez la suave prepresión ejercida por los carrillos directa entre si hacia palatino o lingual, da como resultante una fuerza hacia mesial.
- c).- Por la dirección del eje mayor del diente, la permanente erupción, que se reconoce como compensatoria de los efectos de la abrasión - fisiológica, puede influir en la migración mesial.
- d).- Durante la deglución cuando la lengua se encaja en la posición más distal y los dientes ocluyen en la máxima retrusión normal de la - mandíbula (Relación Céntrica). Por lo tanto, las fuerzas que se desarrollan en ese instante sobre los dientes, por la dirección de su eje mayor y por la posición de la mandíbula, tienen que estar - dirigidas hacia mesial, que es hacia donde la mandíbula tiende a - desplazarse; tomando en cuenta que el acto de deglutir ocurre en un promedio de 1500 veces al día; puede influir en la migración mesial

de los dientes.

- e).- En arcadas completas puede influir la elasticidad de las fibras interdentarias o del grupo de las transeptales, que tienden a mantener los dientes unidos entre sí.

La migración mesial de los dientes se debe a la acción combinada de fuerzas, cuya resultante tiene una dirección anterior, pero éstas no son las únicas fuerzas que tienden a mantener el equilibrio dentario. Los dientes al tener una abrasión fisiológica por la masticación, se provoca un constante cambio en la oclusión dentaria y los tejidos de sostén.

ORBAN dice que "los movimientos de erupción comienza cuando se forma la raíz y continúan durante toda la vida del diente" por consiguiente hay una fuerza de apical a oclusal (Migración Vertical) para mantener la distancia de la dimensión vertical; ésta fuerza es controlada por la acción del diente antagonista. Cuando no existe el diente antagonista, se rompe el equilibrio, continúa la erupción y sobrepasa a los demás en el plano oclusal. A los tejidos de sostén; las tensiones y presiones constantes en diversos sentidos sobre las fibras periodontales hacen reaccionar a las células que reabsorben o neoforman el cemento y el hueso alveolar, el engrosamiento de la cortical ósea por aposición de laminillas y el aumento de espesor del cemento, se realiza para mantener el equilibrio entre fuerzas activas y reactivas; al mismo tiempo con el desgaste de las superficies oclusales y el incremento de las fuerzas axiales se engruesan los haces fibrosos por aumento del número de fibras, mejorando así la resistencia de los tejidos de sostén, por fortalecimiento total del periodonto.

Al ser mayor la corona clínica que la anatómica, hay un aumento de acción de palanca, por reabsorción alveolar; el organismo sabiamente trata de compensar ésto, con un fortalecimiento de las fibras y por la

modificación de la arquitectura del hueso alveolar. El sistema busca - mantener el equilibrio multiplicando además, las trabéculas óseas y - orientándolas en la dirección adecuada (en el maxilar verticales y en - la mandíbula horizontales), para absorber con mayor facilidad la acción de las fuerzas masticatorias.

C).- CARGAS DENTARIAS.

Son cargas dentarias todas las acciones mecánicas que se ejercen sobre un diente y actúan en sentido vertical u horizontal y pueden ocurrir re sultantes con grado diferente de inclinación, así las fuerzas resultantes sobre los dientes tienden a hundirlos en sus alveólos, o ha desplazarlos de los mismos.

Las fuerzas que actúan sobre el plano oclusal aparentemente son obli- - cuas, pero deben considerarse prácticamente verticales, siempre que - caigan dentro del centro de gravedad de la pieza dentaria. Las fuerzas horizontales pueden ser:

- a).- Transversales; si se efectúan de un lado a otro.
- b).- Sagitales, cuando se hacen en sentido anteroposterior.

Tenemos así dos componentes una vertical y otra horizontal que nos dan una resultante sobre el diente que asegura su equilibrio o se lo puede hacer perder.

Las fuerzas horizontales tienden a provocar movimientos que se hacen al rededor de ejes de rotación, éstos ejes son horizontales siempre, pero orientados en forma diferente según la acción que se ejerza; es sagital cuando los movimientos se producen de lingual a vestibular o viceversa, es transversal o frontal cuando los movimientos son proximales.

Cuando un diente es requerido por una fuerza que no sea vertical pura, puede ocurrir un requerimiento tumbante (brazo de palanca), de pequeña

o de mayor magnitud, se está de acuerdo en aceptar que éste movimiento origina una compresión inicialmente periodóntica y luego ósea sobre la parte de la cresta opuesta a la fuerza compresiva y por compensación -- hacia el ápice de ese lado de estiramiento o tracción. Con éste movimiento se originan en el alveólo zonas de tracción y de presión: en un corte longitudinal se distinguen dos zonas de presión y dos de tracción. Tracción y presión se manifiestan de cada lado por pares, mientras que dichas zonas se encuentran situadas en lados opuestos y diametralmente colocadas.

Este movimiento se hace según el eje de rotación (fulcrum), que es diferente según la dirección del movimiento y que se sitúa sobre una porción de la raíz (ver pag. 40). Con la atrofia de las crestas alveolares (enfermedad parodontal), el centro de rotación se acerca más al ápice, aumentando así la corona clínica a expensas de la raíz; no obstante el centro de rotación puede variar de acuerdo al tipo de cargas o al punto de aplicación por lo que se dice, que algunas cargas favorables para un diente pueden no serlo para otros, porque las condiciones biológicas pueden no ser buenas, o no estén compensadas adecuadamente.

Este estudio de las fuerzas sobre los órganos dentales y en general del aparato estomatognático, tiende principalmente a mejorar la orientación de la terapéutica protésica ya que puede saberse sobre sus acciones y consecuencias.

Los dientes pueden soportar cargas muy variables, las cuales están en relación a la potencia de los músculos masticatorios, la cual es equivalente a 120 Kg/cm^2 , lo cual indica que los dientes, dependiendo de su superficie (área triturante) reciben cargas mayores cuanto mayor superficie expongan, lo que no obstante está condicionado por la ubicación normal de los dientes respecto a sus antagonistas; si hay oclusión "normal", la superficie oclusal se comporta como un todo y no es aislada para cada diente.

Si faltan dientes, las cargas se distribuyen en los dientes remanentes, los cuales van a recibir una carga proporcionalmente aumentada, al haber una disminución de la superficie dentaria.

La magnitud de la fuerza está dada por la superficie de oclusión, en situación activa y el reparto de ésta fuerza en mayor o menor grado; un diente en éstas condiciones se encuentra en sobrecarga, lo cual es perjudicial para el diente que la soporta; lo contrario ocurre en un diente, que por falta de antagonista o por migraciones de éstos, no recibe la cantidad de carga suficiente para el equilibrio, se dice entonces -- que éstos dientes están faltos de carga.

En base a lo anterior, al estudiar la forma de actuar de las cargas debemos considerar que según aumenta o disminuye el momento de rotación, con lo que la carga puede ser inapropiada para la estática, por lo cual tenemos cargas inconvenientes que se denominan cargas cualitativamente inadecuadas:

- 1.- Punto de aplicación respecto al eje de rotación: Si dos dientes -- igualmente implantados, con raíz semejante, la inclinación de la -- fuerza respecto al eje del diente y la forma de incidencia de magnitud igual, pero donde la distancia del punto de aplicación al eje -- de rotación (brazo de palanca) sea diferente; en éste caso la calidad de la carga está dada por la distancia entre el eje de rotación y el punto donde se aplica la fuerza y así entre más distantes sean, mayor será el brazo de palanca, por consiguiente mayor será la atrofia alveolar o al contrario, entre menor sea la distancia, menor será el brazo de palanca y por ende menor será el daño causado.

Clínicamente es evidentemente que toda fuerza de una magnitud dada que actúa lejos del punto de aplicación resulta más negativa, en -- forma recíproca cuanto mayor sea la corona clínica y por translación del centro de rotación, el momento se hace aún mayor y puede -- verse cómo aumenta progresivamente, por consiguiente la posibilidad

de daños clínicos visibles.

2.- Angulo de incidencia sobre la superficie oclusal: el mayor valor del momento de rotación según el ángulo de incidencia se encuentra entre los 60 y 45 grados. El momento es pequeño en una incidencia de 90 grados, después va aumentando progresivamente hasta los cero grados. Debe tomarse en cuenta este factor al elegir la forma de oclusión de los dientes artificiales o naturales, que deban soportar las cargas directamente, considerando como única variable el ángulo de incidencia.

3.- Dirección de la fuerza respecto al eje mayor: consideramos ahora la dirección de la fuerza respecto al eje, o sea el ángulo que forma la fuerza con el eje mayor del diente como en los casos anteriores suponemos iguales los demás valores, variando únicamente la dirección respecto al eje, cuanto mayor sea el ángulo formado (no incidencia de aplicación sino incidencia respecto al eje), mayor es el momento de rotación=brazo de palanca=llegando a un valor cero cuando es coincidente con el eje mayor del diente.

La calidad de las cargas es más importante que su magnitud desde el punto de vista de los resultados, las sobrecargas y las cargas inadecuadas por calidad inconvenientes, dan resultados semejantes porque el diente recibe requerimientos que no son siempre compatibles con su equilibrio, ya que hay también un límite de tolerancia

Tenemos así que los dientes reciben cargas para las cuales están preparados, pueden aumentar o disminuir y también ser de calidad diferente; las cargas pueden ser:

- I.- Cargas adecuadas (Regulares), tanto en magnitud como en calidad.
- II.- Sobrecargas o aumento de la magnitud requerida.
- III.- Cargas en defecto ó disminución de la magnitud requerida.
- IV.- Cargas cualitativamente inadecuadas, motivadas por: ángulo de incidencia de la fuerza, largo de la corona clínica, distancia del punto de aplicación o dirección de la fuerza respecto al eje del diente.

Del estudio analítico de las fuerzas que actúan sobre el aparato estomatognático, pueden establecerse condiciones útiles para depurar o mejorar la terapéutica protésica.

- 1.- El aumento de la corona clínica trae un aumento del brazo de palanca y del momento de rotación; por lo que un acortamiento de los dientes estará indicado.
- 2.- Las cúspides con vertientes muy inclinadas dan origen a fuerzas -- muy pronunciadas por razón del ángulo de incidencia próximo a los 45-60 grados; el aplanamiento de las mismas, aproxima la incidencia a los 90 grados, donde el momento de rotación es menor.
- 3.- Es conveniente un remodelado oclusal, una cara triturante muy ancha en sentido bucolingual favorece la acción de fuerzas alejadas del centro de gravedad, propiciando los efectos tumbantes en esas direcciones lo indicado es estrechar la cara oclusal, luego de reducir la altura cuspídea. Esto puede resultar benéfico en los casos de bruxismo.
- 4.- Los dientes que están extruídos en sentido oclusal, dan lugar a -- cargas por exceso de los movimientos laterales o propulsivos constituyen impedimentos al deslizamiento y todo tropiezo da una verdadera sobrecarga.
- 5.- En el problema del entrecruzamiento incisal exagerando no reside -- en otra cosa que el alargamiento del brazo de palanca y muchas veces la incidencia inconveniente de los dientes inferiores respecto a los superiores, por lo que el acortamiento de los dientes mejora la biomecánica de la boca.
- 6.- Lo que se debe tener presente es que para mantener el estado de sa lud de los dientes y por consiguiente del hueso basal se necesita

de un estímulo de descarga. Tenemos así que la prótesis de precisión contribuye a la salud parodontal, evitando la migración dentaria, restablecimiento de la eficacia masticatoria, en cambio una prótesis mal diseñada puede contribuir grandemente a la enfermedad parodontal.

GLICKMAN establece que el uso de prótesis removibles es benéfico si -- las cargas son bien dirigidas; las que mejor se toleran, son las que -- tienen una dirección paralela al eje mayor del diente, aún cuando se -- trate de una sobrecarga.

CALCULO DE LAS FUERZAS QUE ACTUAN SOBRE EL ALVEOLO:

Refiriéndose al sistema mecánico que representa al diente suspendido -- en el alveólo (sistema con resortes), que va ser cargado, SCHWARZ A.M. afirma que: "el cálculo de la proporción de presión y luxación en tal sistema corresponde a las más altas matemáticas" por éste motivo el -- Dr. H. THIRRING del Instituto de la Universidad de Viena, realizó los cálculos siguientes:

La presión en el ápice mismo es:

$$Q_a = \frac{2P}{w} \left(1 + 3 \frac{h}{W} \right)$$

La presión en el margen alveolar es:

$$A_b = \frac{4P}{W} \left(1 + \frac{3h}{2W} \right)$$

En éstas fórmulas:

P = Fuerza Actuante lateralmente. W = Largo de la Raíz.

H = Distancia del punto de aplicación de las Fuerzas al margen alveolar.

Qa= Apice.

Qb= Margen alveolar.

C A P I T U L O I I I

ELEMENTOS DE LA PROTESIS .

A).- INCRUSTACIONES Y CORONAS CON FINALIDAD PROTÉSICA.

RESTAURACIONES INDIVIDUALES O INCRUSTACIONES: La restauración, es un bloque metálico cuya dureza y resistencia se acerca más a la del esmalte (oro platinizado), para devolverle al diente su anatomía, fisiología y parte de su estética, cuando por caries, traumatismos o defectos estructurales se han alterado. Esta restauración remodela o reconstruye al diente, porque penetra profundamente en la corona y se fija por cementación. Desde el punto de vista protésico, se clasifican en:

- Simples.
- Compuestas.

Las preparaciones simples, son cuando la anatomía de la pieza no se modifica. Al contrario, las compuestas, son aquellas en las que la anatomía de la pieza sí se modifica.

Las propiedades físicas de las restauraciones deben ser adecuadas para soportar las tensiones aplicadas por las fuerzas repetidas de la masticación, de ahí la importancia de una buena preparación cavitaria.

PREPARACION SEGUN LA FUNCION:

Pasos para efectuar una preparación compuesta:

- 1o.- Cortes de tajada o rebanada (slice cut).
 - 2o.- Cavidad de alivio o rompiefuerzas.
 - 3o.- Cavidad accesoria de retención.
 - 4o.- Biselado de los bordes.
-
- 1o.- Cortes de tajada: Se harán perpendiculares a la cara masticatoria, para eliminar la convexidad de la cara proximal de los dientes posteriores, serán paralelos en dirección y no necesariamente entre sí, con una pequeña convergencia hacia lingual o palatino.

Se realizarán exclusivamente con motor de baja velocidad y discos -

de carburo o de diamante de 1 sola luz, con borde cortante.

En la arcada inferior, para salvar la curva de compensación de -- BALKWILL SPEE, puede efectuarse el corte con disco con instrumentos especiales; se emplea la pieza de mano con aditamentos especiales "UNIVERSAL GRINDING ATTACHMENT", otras veces, este problema se soluciona utilizando discos angulados de Knapp (en forma de taza).

El corte de tajada o "Slice cut" brinda a las cavidades para restauraciones metálicas las siguientes ventajas:

- a).- Quita la convexidad proximal que deforma las impresiones tomadas por el método indirecto.
- b).- Lleva los márgenes de la cavidad proximal a zonas de autoclisis.
- c).- Realiza en muchos casos la apertura de la cavidad, que resulta difícil de lograr cuando existen pequeñas caries proximales por debajo del punto de contacto.
- d).- Cuando la caries es pequeña, muchas veces el corte elimina parcial o totalmente la dentina cariada.
- e).- Brinda un correcto biselado en todas las paredes de la caja proximal, protege por lo tanto eficazmente la vulnerable zona gingival del diente y permite un perfecto sellado de la cavidad.
- f).- Reduce la destrucción del tejido dentario en la preparación de la cavidad. Este es el motivo de su frecuente aplicación y su principal ventaja.

Como resultado del corte de tajada, obtenemos una pared plana, en ésta superficie procedemos a efectuar el siguiente paso que consiste en:

20.- Cavidad de alivio o rompiefuerzas: Se hará de forma rectangular, y se labra en la cara proximal, donde previamente efectuamos el corte con disco; al ser rectangular presenta 6 caras de las cuales, cuatro son reales y dos virtuales; siendo tres caras paralelas en dirección y la cuarta será perpendicular a las tres primeras.

Teniendo las cavidades de alivio, procedemos a efectuar el siguiente paso, que consiste en hacer la cavidad accesoria de retención, o sea unir mediante un istmo las dos cavidades de alivio.

30.- Cavidad accesoria de retención: Se hará en fosas, fosetas, fisuras, depresiones o defectos estructurales de la cara oclusal. -- Las paredes de la caja de alivio deberán ser paralelas en dirección con las de la cavidad accesoria de retención y el corte de tajada; éste paralelismo en dirección, se busca; sobre todo para tener una guía de inserción única, para la restauración (retenedor).

Cuando se desgasta la totalidad de la cara oclusal, debemos dejar un espacio uniforme, con respecto al antagonista; para alojar -- ahí el metal de la restauración. Para efectuar el desgaste de la cara oclusal, si arriba hay una convexidad abajo debe quedar una concavidad y viceversa.

Las cúspidas de trabajo se pueden proteger no sólo con un bisel -- más amplio (bisel inverso), sino también se puede labrar un escalón (hombro), cuando la amplitud de la pieza dentaria así lo permite, para dar mayor protección.

40.- Biselado de los bordes: Se hará, para que no se fracturen los -- prismas del esmalte, que están en el ángulo cavo superficial de toda la preparación, además sirve para tener un mejor ajuste de -- la restauración. Se bisela hasta donde se presente la máxima --

convexidad del corte de tajada y no crear retenciones si se hace más hacia cervical; si hubo escalón gingival porque el cuello de la pieza es amplio, también se bisela.

En una restauración con éstas características, al recibir una fuerza, ésta la tiende a hacer girar sobre el eje formado por el ángulo cavo superficial de la pared gingival de la caja proximal o de alivio; cuando se talla ésta cavidad con poca profundidad, se acerca al plano oclusal el eje de giro. Este problema se evita al dar un paralelismo en dirección a la preparación; y por la resistencia de las paredes de la preparación. Estas fuerzas reactivas localizadas en el ángulo axio-pulpar de la cara proximal opuesta a la acción de la fuerza activa, se pueden incluso calcular.

$$R = \frac{P \times AB}{AR}$$

R: La resistencia que soporta el ángulo.

P: Fuerza de la masticación (se da en Kg).

AB: Brazo de acción (se da en mm.).

AR: Brazo de acción de la resistencia (en mm.).

Para que el sistema esté en equilibrio y no se rompa el ángulo axio-pulpar, debe cumplirse lo siguiente: que la resistencia, por su brazo, debe ser igual a la potencia por su brazo.

$$R \times AR = P \times AB.$$

Si éste ángulo axiopulpar ha sido construido con cemento, no podrá soportar el esfuerzo y la incrustación se desprenderá; si hubiese sido reconstruido con amalgama bien condensada y con buena retención, sería más posible el éxito de la restauración.

Si dicho ángulo estuviese formado por tejido dentario resistente estaría

asegurado el éxito de la incrustación.

Cuando una de las paredes de la caja oclusal está muy debilitada por caries y resulta muy arriesgado protegerla con el bisel de una restauración, se realiza una cavidad más amplia. Estas cavidades se realizan cuando existe simultáneamente en la misma pieza caries proximales, vestibulares o palatinas (o linguales). En la cara vestibular o palatina se labra una caja accesoria, que desde el punto de vista mecánico resulta muy bueno, ya que impiden el giro de la incrustación porque el material que obtura éstas cajas, está como acantonado entre las fuertes paredes de esmalte dentario las que producen fuerzas reactivas aunque el bloque restaurador tenga cierta elasticidad; o sea el tejido dentario que rodea la fijación lateral se solidariza con el bloque restaurador y le comunica su propia rigidez.

Las fuerzas que actúan sobre el reborde marginal, que resultan ser las más negativas, son fácilmente absorbidas por la fijación lateral; esto es de suma importancia en Prótesis, ya que cuando se ejerce una fuerza sobre un tramo de puente, éste se flexiona y las restauraciones metálicas o cabezas de empotramiento tienden a girar tomando como apoyo el borde gingival del corte de tajada que da al espacio desdentado. En la pared opuesta de la preparación, el metal de la incrustación tiende a separarse del tejido dentario.

Gabel, reconoce que en esos casos el anclaje (retención) es defectuoso y que en las cavidades de ésta forma, está dado en gran parte por la tensión y la adhesividad del cemento utilizado, cualidades en las que no podemos confiar.

Como hemos visto muchas son las fuerzas que actúan sobre la restauración durante la oclusión o en las excursiones funcionales de la mandíbula; si las cúspides han sido convenientemente protegidas o tienen suficiente resistencia, serán capaces de soportar las fuerzas de oclusión funcional. Cuando durante el acto masticatorio se interpone un cuerpo duro entre la vertiente triturante de la arista marginal mesial o distal, - - -

reconstruida con una incrustación y la cúspide del antagonista, siempre habrá una fuerza resultante (ver pag. 30) horizontal actuando sobre dicha vertiente. Esta fuerza tenderá a hacer girar la restauración, considerada un bloque irrompible; ésto sucede a pesar del ligamento periodontal y aunque existan relaciones de contacto bien construídas con los - - dientes vecinos.

Normalmente el diente está suspendido en su alveólo por el ligamento periodontal (tejidos de sostén), de manera similar a como lo harían pequeños resortes que permanecieran sin tensión inicial, cuando el diente está sin contactar con su antagonista.

El símil o sistema mecánico, dice que si una fuerza actúa sobre una masa en el primer momento provocará la compresión y distensión de los resortes hasta llevarlos a la máxima deformación para luego desprender a la masa insertada, haciéndola girar, si ésta no estuviese firmemente unida a la masa principal. Esto es válido en una incrustación M.O.D. realizada en un diente que no tiene contactos proximales. Cuando una fuerza -- actúa sobre la restauración, los ligamentos soportan el primer choque o impacto masticatorio (ler. instante de la acción de la fuerza), pero como ésta es continua y progresiva, llegará un momento en que los ligamentos no cederán más en su compresión y distensión, porque si lo hicieran se rompería el paquete vaculonervioso, lo que sucede muy raramente. El ligamento en este instante permitirá que la acción de la fuerza (progresiva) actúe íntegramente sobre el bloque metálico de la restauración, -- tendiendo a hacerla girar; de ésta forma el sistema queda reducido al -- del símil mecánico y son valederas las consideraciones hechas.

Es de suma importancia la confección de relaciones de contacto en las -- restauraciones, para el correcto funcionamiento del aparato estomatognático; sin embargo, el papel desempeñado con respecto al anclaje (retención) de la restauración, es poco conocido.

El símil o sistema mecánico representaría al diente, fijo, sin ligamen--

tos absorbentes de fuerzas masticatorias, a la restauración perfectamente ligada al diente (anclaje correcto), la relación de contacto en una arcada completa, está representado como un tope invencible, las fuerzas de oclusión funcional, las componentes de la fuerza, ya que ésta puede descomponerse en una fuerza vertical u horizontal, ambas de menor valor y cuya resultante, según el paralelogramo de las fuerzas sería diferente; por lo que, la fuerza reactiva producida por la relación de contacto, - será antagónica a las fuerzas desarrolladas durante la masticación.

La fuerza activa es equilibrada por la fuerza reactiva que actúa sobre la misma recta de acción; en el sistema dentario estas fuerzas verticales son absorbidas por la base de sustentación del diente; pero produce un momento negativo (contrario al sentido de las manecillas del reloj), alrededor de la relación de contacto.

Si la unión entre la restauración y el diente es irrompible (buen anclaje de la restauración), toda la fuerza se transmite a la base de sustentación, que debe producir un momento igual y contrario para que el sistema se mantenga en equilibrio; sólo así la base de sustentación no se desplazará en sentido contrario a las agujas del reloj, cediendo a las fuerzas que sobre ella actúan. De ahí se desprende que los ligamentos, soportan muy poco esfuerzo para equilibrar las acciones de las fuerzas horizontales desarrolladas durante la masticación cuando son correctas las relaciones de contacto.

El punto de contacto, al hacer de centro de rotación, disminuye la acción de las fuerzas masticatorias, que tienden a desplazar a la obturación hacia proximal haciéndola girar sobre el ángulo cavo superficial de la pared gingival de la caja proximal o de alivio; éste punto, en las restauraciones sin corte de tajada, está representado por el borde cavo superficial de la pared gingival de la caja proximal.

Si la obturación no reconstruye las relaciones de contacto con los dientes vecinos, cuando éstos existen, las fuerzas sólo serán amortiguadas

por sus ligamentos. La fuerza tiende, a mesializar ligeramente a la pieza dentaria, pero la relación de contacto se opone a este desplazamiento. La arcada dentaria, con correctas relaciones de contacto entre los dientes, no cederá y desarrollará una fuerza de igual valor, perpendicular al punto o faceta de contacto y de sentido contrario al de la fuerza; sólo la existencia de diastemas naturales, o de espacios provocados por ausencia de dientes permitiría una pequeña mesialización del diente presionado por la fuerza. Este desplazamiento está condicionado por la oposición de los tejidos de soporte de todos los dientes hasta llegar al diastema.

En el símil o sistema mecánico el tope o relación de contacto, es irrompible o rígido, ante la acción de la fuerza, sobre la masa, desarrollará una fuerza perpendicular al sitio de aplicación y de sentido contrario; lo que dará por resultado la rotación de la masa. De lo anterior se deduce que: "dos fuerzas paralelas y de sentido contrario aplicadas en distintas zonas de un cuerpo, tienden a hacerlo rotar".

Una fuerza adicional provocará a su vez la introducción de la masa, en la caja que la contiene, venciendo la oposición de los resortes, hasta llevarlos a la máxima compresión y distensión.

La fuerza de rozamiento en la faceta de contacto tenderá a separar la porción de la restauración, pero no será suficiente para conseguirlo si está mediamente sujeta. Frente a una fuerza constante, la tensión es inversamente proporcional al área de contacto por lo tanto esa tensión puede ser reducida, aumentando el area sobre la cual se distribuye la fuerza.

Cuando las fuerzas de la masticación, actúan con mayor intensidad, el diente no podrá ya rotar por impedírselo los resortes representación -- del ligamento periodontal, y toda la fuerza se descargará sobre la restauración metálica, la cual se fracturará en el sitio de menor resistenu

cia y si fuera irrompible, trataría de girar sobre el ángulo cavo gíngival del corte de tajada, lo que resulta imposible por la oposición del tope, representado por el punto de contacto.

Sin embargo, cuando las fuerzas de la masticación son muy poderosas, se producen dos momentos antagónicos que tienden al desprendimiento de la restauración del diente; el momento superior, provocado directamente por las fuerzas de la masticación es negativo, es decir, contrario al sentido del movimiento de las agujas del reloj y tiende a hacer rotar la restauración hacia arriba. A ésta acción, se opone el área de contacto, la cual, no permite dicho movimiento, ya que produce un movimiento reactivo inferior positivo, o sea según el sentido de las agujas del reloj. Estos dos momentos antagónicos, provocan la separación de la restauración, del diente, si ambas porciones no están muy bien adheridas entre sí.

La acción posterior de la fuerza progresiva durante la masticación, --- actúa alternativamente sobre las vertientes triturantes mesial y distal de las aristas proximales, será la que provocará en definitiva, el desprendimiento de una defectuosa incrustación M.O.D. haciéndola girar; si a ésto se le agregan factores como la elasticidad de la dentina y de la aleación metálica, entendemos así la importancia del área de contacto: ya que influye en el anclaje (retención) de la restauración, pero sólo hasta cierto límite, que es necesario no sobrepasar para el seguro éxito de una incrustación.

Estas fuerzas mesiodistales, además de provocar desprendimiento de -- restauraciones mal realizadas, suelen producir otros trastornos; en la práctica diaria, es frecuente encontrar que dos piezas posteriores, - - aisladas en la arcada, por ausencia de los vecinos, muy frecuentemente por acción de éstas fuerzas sufren una atrofia parodontal, con la consiguiente movilidad y un mal funcionamiento de la relación de contacto, - el paciente se queja de que en ese sitio se le retienen con facilidad - los alimentos fibrosos. Lo mismo ocurre entre segundo y tercer molar -

superior, cuando carece de fortaleza éste último para oponerse a la acción de las fuerzas que actúan en la vertiente marginal distal de la cara oclusal del segundo molar.

CORONAS O RESTAURACIONES SUPERFICIALES TOTALES: Este tipo de trabajo es una restauración individual coronaria de una pieza dental, porque abarca la totalidad de sus caras. Es muy importante destacar que las relaciones entre la pieza dental y la prótesis están determinadas al material que se emplee en la restauración; por lo que tenemos varios tipos de coronas:

- a).- Totalmente metálicas (Corona total vaciada).
 - b).- Totalmente de porcelana (Jacket crown ó corona funda).
 - c).- Totalmente de acrílico (Jacket crown ó corona funda).
- Combinadas:
- d).- Oro porcelana (Corona Veneer).
 - e).- Oro acrílico (Corona Veneer).

Cada uno de éstos materiales requiere un tipo de preparación especial, que asegure su ajuste óptimo sobre la pieza preparada. La preparación de las piezas dentarias, guarda íntima relación con el conocimiento de la anatomía dentaria; en general, hay tres tipos anatómicos dentarios, que facilitan o dificultan la preparación de un diente, éstos son denominados de acuerdo con la figura geométrica a la cual se asemejan: -- Rectangular o cuadrado, triangular y ovoidea. Por sus particulares características, el tipo triangular es el que ofrece mayores dificultades para la preparación de una pieza, por ello, al elegir el material adecuado en un tratamiento protésico, es indispensable tomar en cuenta la anatomía de las piezas, para asegurar una labor apropiada; lo mismo que el contorno cervical, ya que de su conocimiento depende la posibilidad de efectuar un desgaste adecuado, porque nos determina el tipo de línea de terminación en la preparación de las piezas. Cuando se conoce la anatomía cervical, el desgaste de las piezas se simplifica al máximo, tomando en cuenta que la anatomía cervical y la anatomía oclu-

sal de un diente no guardan relación.

Al desgastar una pieza, si se conoce anatómicamente desde el principio los cortes se harán en forma adecuada para que, al regularizar las caras de la preparación, quede labrada subgingivalmente la línea terminal.

La superficie de las restauraciones, debe estar pulida al alto brillo, ya que con ésto, se contraresta la corrosión, facilitando la limpieza y por consiguiente disminuye la acumulación de residuos.

El oro es el más noble de los metales y por las cualidades que presenta, es el material de restauración casi ideal, para preservar la estructura dentaria en forma permanente; el inconveniente que presenta es su color =antiestático=, el alto coeficiente de conductibilidad térmica y actualmente, su costo elevado en el mercado, hace muy limitado su uso, pero se toman como base sus cualidades para elegir una aleación, que reúna el mínimo de requerimientos y además sea de un costo accesible a la mayoría de los pacientes.

PREPARACION SEGUN LA FUNCION:

Pasos para efectuar una preparación (Tallado).-

- a).- Cortes de tajada o rebanada (Slice cut).
- b).- Cavidad de alivio o rompiefuerzas.
- c).- Cavidad accesoria de retención.
- d).- Biselado de los bordes.

- a).- Cortes de tajada (Slice cut).- Se realizan en las caras proximales del diente, perpendicular a la cara masticatoria; para mutilar lo menos posible la pieza dentaria; el corte se hace para eliminar la convexidad de la cara proximal.

Los cortes deberán ser paralelos en dirección y ligeramente convergentes hacia palatino, ésto se ve influido por la anatomía propia de la pieza.

- b).- Cavidad de alivio o rompiefuerzas; está representado por las paredes paralelas en dirección; fué diseñada como su nombre lo indica, para evitar que las fuerzas de la masticación recaigan en un sólo punto. Puede ser representada por un escalón, un plano, una caja, o una superficie.
- c).- Cavidad accesoria de retención:- Está representado también por el paralelismo en dirección de los cortes de tajada proximales; además de la porción palatina y vestibular, en la porción que es posible del diente.

El desgaste incisal se efectúa siguiendo la anatomía del borde incisal; en relación a la pieza antagonista se deja un espacio para alojar el material restaurativo.

- d).- Biselado de los bordes:- En éstos casos, sólo se redondean los ángulos, para dar una continuidad a la preparación. La terminación cervical será de acuerdo a la amplitud del cuello; su forma está relacionada con el material a utilizar. - Tenemos así que la corona simple de porcelana o acrílico, -- exige labrar un escalón en torno de toda la porción subgingival de la pieza dentaria; por lo que el desgaste debe ser -- más extenso en éste tipo de preparación que en otra, éste requisito puede originar problemas en la preparación; en una pieza de tipo triangular, no se podrá labrar un escalón subgingival.

Las coronas combinadas (oro porcelana/acrílico) llevarán un escalón vestibular y una línea de terminación palatina o lingual, los cuales -- se unen en la parte media de las caras proximales.

En una corona total metálica (vaciada), la terminación podrá ser de --hombro biselado, chaflán, a filo de cuchillo para asegurar su ajuste - óptimo sobre la pieza preparada.

Estas restauraciones exigen ciertas características adicionales, cuando se utilizan como férulas o para soporte de puente, por la necesidad de reponer en una arcada un número determinado de piezas. El uso de - coronas totalmente de porcelana o acrílico, habrá que descartarlo, ya que sólo están indicadas como restauraciones individuales.

Lo indicado para preparar las piezas para restauraciones individuales, se aplica íntegramente para las restauraciones ferulizadas; en éste caso, las piezas que servirán como soporte del aparato dentoprotésico, - deberán guardar un paralelismo mutuo (en dirección), para tener una --gufa o patrón de inserción único al colocar nuestro trabajo. La nece- sidad de este paralelismo mutuo, plantea un problema que debe resolver se antes de iniciar el tratamiento.

Las piezas se pueden preparar de manera que permitan hacer la restaura ción conjunta en una o varias férulas. Cuando una restauración obliga a una pieza a soportar la acción de fuerzas mayores que las normalmen- te experimentadas, a causa de su situación en la arcada (piezas de ma- yor, mediana o mínima resistencia), deberán estudiarse antes de empen der el tratamiento; las posibilidades que tiene para resistir el incre mento de fuerzas.

Este es el caso de las piezas soporte de aditamentos que servirán de - anclaje (retención) a prótesis parciales removibles de precisión, semi preciación o de cualquier otro tipo; por lo que en ocasiones es indis- pensable ferulizar a las contiguas, éstas piezas que servirán de apoyo o sostén al aparato removible, para que la función y el trabajo se dis tribuya en el conjunto. Además, los aditamentos de precisión tienen - características que rigen, en cierta medida, la preparación necesaria,

por lo que cuando una pieza deba servir de sostén a un aparato removible, deberá estudiarse su forma individual (relación corona-raíz, soporte óseo, etc) y lo que se refiere al desgaste adecuado para colocar un aditamento de semiprecisión, alojar la hembra del de precisión o para ferulizar.

La preparación óptima para el empleo de éstas coronas no tiene características complicadas, es semejante a lo mencionado anteriormente; conviene labrar un hombro subgingival mesio-vestíbulo-distal, éste hombro tiene la finalidad de alojar el material estético que restaura la cara vestibular. Nos es imprescindible tallarlo en la preparación, ya que puede obtenerse a expensas de la corona metálica; se prescinde de ello sobre todo en coronas de tipo triangular.

Cuando se colocan coronas combinadas de oro-porcelana, es menester labrar un escalón mesio-vestíbulo-distal, para lograr un inmejorable aspecto estético; ya que permite alojar el metal en íntimo contacto con la pieza desgastada y reponer sobre el mismo la porción vestibular, con características anatómicas y coloración adecuadas. Sin embargo, la preparación de las piezas para el empleo de coronas de porcelana con base metálica exige mayores cuidados que cuando se usan coronas de oro con frente de acrílico; ésto se debe a la fragilidad de la porcelana, por ello, la preparación no debe tener retenciones o aristas, por pequeñas que sean.

La porcelana carece de elasticidad, si al recubrir con ella la cofia metálica y colocarla en boca, hubiese irregularidades o aristas que produjeran desajuste, la pieza preparada ejercería presión hacia afuera y ocasionaría fractura de la porcelana, por ello al preparar la pieza, debe evitarse dejar bordes cortantes en cualquiera de las caras, incluso en el borde incisal o cara oclusal de la superficie oclusal de la pieza; ésto también puede dificultar la colocación de la corona.

El tipo de preparación para las características de la porcelana con funda metálica, es útil en las restauraciones metálicas con frente estético (oro platinizado-acrílico), indicado anteriormente, al preparar una pieza así, dándoles paredes uniformes, paralelas en dirección y borde romos, facilita las labores de toma de impresión, ajuste y cementación definitiva de la prótesis. Es conveniente que el escalón subgingival mesio-vestíbulo-distal se bisele y en la parte palatina o lingual se labre una --terminación a chaflán.

Las coronas de éste tipo pueden ser individuales o de conjunto, pues cabe ferulizarlas por el armazón metálico. Las cofias metálicas permiten el funcionamiento adecuado de los aditamentos de precisión y para ello - las coronas de porcelana con base metálica, son muy eficaces como las de oro-acrílico. Sin embargo se debe recalcar que, por las mayores dificultades que ofrece la construcción de coronas de porcelana con base metálica, es indispensable elegir cuidadosamente los casos en que se usará este tipo de restauración. Esta observación, se aplica particularmente en lo que se refiere a anatomía dentaria, oclusión traumática, piezas con - excesiva longitud incisogingival y reposición de piezas en porciones demasiado grandes, pues es difícil la elaboración de las prótesis.

Los usos de las coronas son múltiples; en puentes fijos, sirven como --soportes extremos, entre los cuales se reponen las piezas intermedias --faltantes. Sirven asimismo como fijación para los ganchos retenedores - de las prótesis parciales removibles; también a expensas de la corona se labran los escalones y fisuras adecuadas para el alojamiento de aditamentos de precisión y semiprecisión, que servirán de fijación a la prótesis removible.

El metal de la corona soportará los esfuerzos masticatorios y los transmitirá a la base de sustentación (raíz del diente) y el frente de - - porcelana o acrílico, tendrá únicamente una misión estética: ya que se

matiza de acuerdo con la coloración de las piezas adyacentes y la del conjunto de la arcada.

De los metales que existen, el oro platinizado es el mejor material para reconstruir relaciones de contacto en dientes posteriores, es la aleación, cuya dureza y resistencia se acerca más a la del esmalte dentario; además un requisito fundamental en las aleaciones utilizadas en boca es que, no deba dar lugar a productos de corrosión que dañen la estructura metálica, ya que no sólo disminuye la estética, sino que altera las propiedades físicas de una aleación, a tal grado que pueden debilitar la restauración o inutilizarla. La corrosión no es un depósito superficial, sino un deterioro real del metal por reacción de su medio circundante; ésta desintegración del metal puede producirse por acción de la humedad, la atmósfera; soluciones ácidas o alcalinas y determinados productos químicos (Mercurio, óxidos, sulfuros, cloruros). Frecuentemente la pigmentación es la precursora de corrosiones más pronunciadas, la placa dento-bacteriana que se deposita y da lugar a la pigmentación, forma o acumula con el tiempo compuestos que atacan químicamente la superficie del metal; pocas veces la corrosión química es aislada y por lo general va acompañada de corrosión electrofítica, que es producida por el flujo de corriente eléctrica.

B).- BASES Y DIENTES ARTIFICIALES.

Las bases, son las partes del puente removible, que en forma de silla de montar cubre la zona del reborde desdentado y sirve para llevar los dientes artificiales; son las portadoras de los dientes a restituir; por lo que, son las receptoras de las fuerzas que sobre ellas actúan, convirtiéndose en intermediarias y portadoras de las fuerzas que inciden sobre el maxilar residual.

Las bases pueden ser de 2 tipos, metálicas o combinadas (rejilla metá-

lica y acrílico), según sean las necesidades del caso en particular. Su indicación es en todos los casos donde esa base vaya a hacer recaer su esfuerzo en gran parte de la mucosa.

En el caso inferior, deberán llegar hasta zonas funcionales donde los tejidos estáticos se convierten en tejidos móviles, ahí los bordes deberán ser gruesos, romos y por ende atraumáticos, para atender a las necesidades anatómicas y funcionales de ésta línea de demarcación, donde es necesario un cierre potencial.

En el caso superior, las bases pueden ser reducidas sin llegar a ese límite funcional, lo que está indicado cuando la transmisión de la carga se hace por intermedio de los dientes; normalmente los bordes de las bases pueden ser más finos ya que no es posible un cierre potencial.

Los dientes artificiales son los elementos protéticos que reemplazan a los dientes naturales en anatomía, en estética, en función masticatoria y fonética. Para muchos autores se denominan pónicos.

Los dientes anteriores tienden a cubrir las deficiencias estéticas y fonéticas, aparte de la función de corte o incisión; los posteriores están destinados a cubrir las necesidades de la masticación y secundariamente la estética.

La presión o fuerza masticatoria que recibe una base artificial, es una carga que se transmite unas veces sobre los dientes (carga por vía dentaria) otras, sobre el proceso alveolar desdentado (carga por vía mucosa) o combinación de ambas. Es importante establecer que tanto las cargas como los movimientos pueden ser transmitidas a los dientes remanentes directamente y ésta condición es altamente indeseable; ésta transmisión es de acuerdo a la fijación (retención), ya que éste último tiene por objeto permitir un elemento de carga independiente del complejo dentario, de tal forma que la base reciba carga por interme--

dio de las superficies dentales artificiales, deforma en consecuencia la mucosa y en medida mayor cuanto mayor sea la carga.

Como la carga responde a las mismas características que las recibidas por los dientes naturales, la acción se transmite como vertical o como horizontal, ésta última sagital o transversalmente, en tal dirección o según ese requerimiento es entonces exigida la mucosa; los movimientos transversales son siempre muy limitados por la rigidez de las barras - de conexión y siempre deben ser considerados con influencia y acción - sobre la base del otro lado.

Estos movimientos pueden ser de dos tipos:

- Rotación.
- Translación.

La rotación consiste en el movimiento generado alrededor de un eje o - centro de rotación y admite tres posibilidades:

- Anteroposterior.
- Transversal.
- Combinación de ambas.

Como ejemplo de los 2 primeros tenemos la bisagra y del tercero, la ar ticulación de bola, que es el movimiento de rotación universal o cardá nico.

La translación es un movimiento de desplazamiento total que consiste - en un cambio de posición del objeto trasladado. La translación puede hacerse en las tres direcciones del espacio.

La rotación y la translación pueden combinarse como ocurre en la arti- culación temporo-mandibular.

Cuando una fuerza actúa sobre el lado derecho, la placa tiende a hundirse

se en la mucosa, mientras que en el lado izquierdo, tiende a producirse un despegamiento, una falta de contacto con la placa en su asiento mucoso; ésto indica que ha habido una rotación según un eje sagital, si los dientes se encuentran por fuera del reborde, el brazo de palanca es mayor que el movimiento, es más pronunciado. De ésta forma actúa una prótesis parcial, si no tuviera conexión alguna con los dientes remanentes.

C).- CONECTORES.

Se da el nombre de conectores, a los elementos mecánicos que unen las bases entre sí, éstos pueden ser barras y conectores de pase.

Las barras pueden ser: linguales, para la mandíbula. Estas deberán ser libradas en su contacto con la mucosa, ya que por lo regular tienden a proyectarse hacia adelante provocando encajamientos dolorosos. Deben abarcar de la encía insertada hasta por encima del frenillo lingual; debe tener la forma de un alambre de media caña. La forma del proceso en el anverso y en el reverso convexo, romo, pulido al alto brillo, para evitar molestias o irritaciones a la lengua. Su función es la unir dos puentes (izq. & Der.), cuando la prótesis es bilateral; su amplitud y grosor debe ser lo menos posible, porque no va resistir una presión mayor.

Ocasionalmente y cuando la barra lingual no puede colocarse, porque los premolares son muy convergentes hacia lingual se dispone una barra por vestibular; ocurre algo semejante en una prótesis parcial removible, utilizando un Swing Lock como estabilizador y retenedor, diseñada por -- Joe Simmons en 1962.

Como todo caso en la Odontología integral, puede ser aceptado como problema o como otra opción; si éste es aceptado como tal un camino para resolverlo finalmente puede ser ésto.

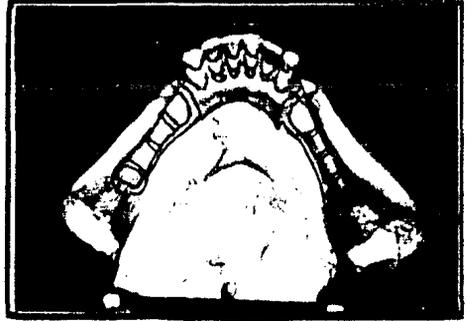
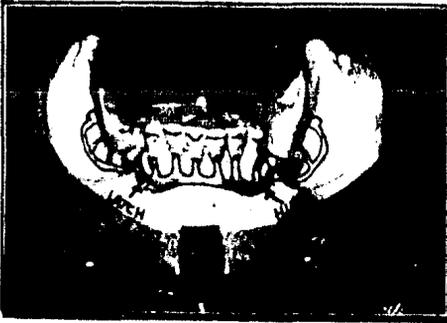
El Swing Lock consiste en una barra labial unida a la dentadura parcial por una bisagra y un cerrojo, esto es en la terminación del diseño normal de una prótesis parcial removible. La reciprocación es llevada a cabo a través de una placa lingual contactando con todos los dientes de soporte, con lo que evitará el movimiento anteroposterior y horizontal de la prótesis y por lo tanto la extrusión dental. (ver fig. # 1 y 2).

El diseño básico del Swing Lock incluye:

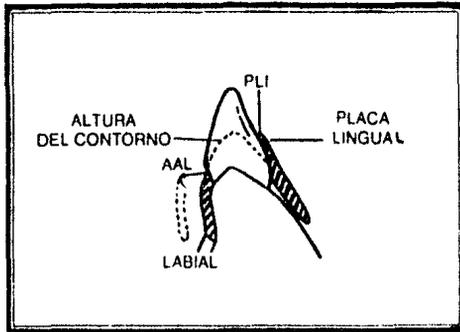
- a).- Patrón de inserción lingual, la barra labial y el recíproco estarán en contacto con el diente por debajo de la altura del contorno labial, existe un alivio del tejido suave por debajo de la placa lingual.
- b).- Una conexión de bisagra de la barra labial a la estructura o esqueleto con un mecanismo de cerradura en el lado contrario de la barra.
- c).- Los principios básicos y conceptos en el diseño de una dentadura parcial removible aplicados a una prótesis con Swing Lock.
- d).- Al no existir descansos oclusales la prótesis con extensión distal es esencialmente de soporte mucoso, la línea fulcrum está localizada en el diente de contacto más anterior de la placa lingual y está cerca del nivel gingival.

Korbich establece la necesidad de utilizar descansos oclusales como en las prótesis removibles convencionales, debido a que será alterada la oclusión con la dentición antagonista habrá daños en los tejidos de soporte debajo del esqueleto y debido a las fuerzas oclusales cuando son ocupados en los dientes de la dentadura posterior, la estructura sin descansos oclusales será desplazada en una dirección cervical.

La aplicación de éste tipo de diseños está destinada principalmente a pacientes con problemas parodontales marcados donde existe movilidad --



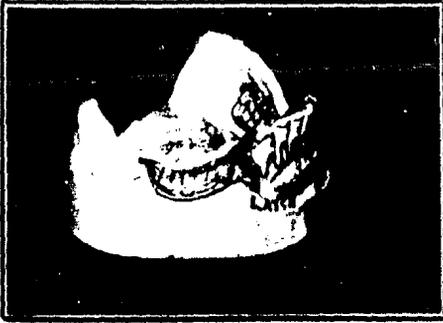
A A L
ARCO DE
APERTURA
LABIAL



P L I
PATRON DE
INSERCIÓN
LINGUAL.



FIG. # 1.- SECUENCIA EN LA ELABORACION DE UNA PROTESIS PARCIAL REMOVIBLE CON SWING LOCK.



A A L
ARCO DE
APERTURA
LABIAL

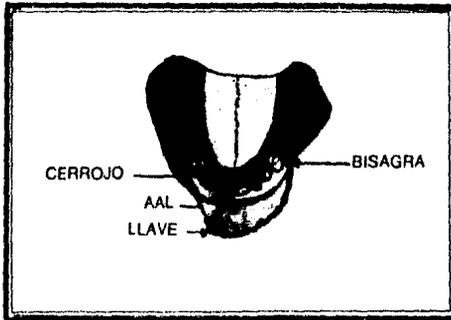


FIG. # 2.- PROTESIS PARCIAL REMOVIBLE CON SWING LOCK.

dentaria y se ha propuesto, ya sea la extracción o la ferulización - - principalmente de los dientes de soporte antes del diseño de la prótesis removible; así los dientes que ordinariamente no serían utilizados debido a movilidad pueden ser retenidos o mantenerse con éxito sorprendente.

En situaciones donde existe dificultad de encontrar una retención adecuada debido a una giroversión o mal posición de los dientes de soporte, sin dar un excesivo recontorneo a las restauraciones y poder utilizar un gancho convencional; la prótesis parcial removible, Swing Lock puede diseñarse para llegar a las áreas retentivas útiles.

Una ayuda muy grande que presta éste diseño es en la prótesis maxilofacial, donde ha existido una pérdida excesiva tanto de tejido duro como suave debido a problemas congénitos, postquirúrgicos, deformidades causadas por trauma donde se requiere de contorneo; se tiene mucha utilidad en la retención de obturadores donde se requiere una retención extra debido al volumen tan grande de la prótesis.

La prótesis parcial removible con Swing Lock, no debe ser utilizada en pacientes que tienen:

- a).- Una pobre higiene oral, ya que ésta es motivo de acumulación de placa bacteriana, además, de que gran parte del diente va a estar contactada con la dentadura parcial, por lo tanto un paciente con mala higiene oral es un mal candidato para el uso de Swing Lock.
- b).- En pacientes con inadecuada destreza manual para inserción y remoción de la prótesis.
- c).- Interfiere en la estética del paciente y por lo tanto en su aceptación.

Para el maxilar superior, utilizamos barras palatinas, las cuales estarán en contacto íntimo con el tejido; siendo indicada la modificación

funcional del modelo, que consiste en trazar un surco, correspondiente a los bordes de la barra en contacto con el paladar, para que al vaciar el aparato, tenga un reborde que selle tales porciones; únicamente el C.D. puede estimar con exactitud la profundidad del surco, pues su contacto directo con el paciente le permite apreciar la suavidad de los tejidos palatinos. El sellado debe realizarse de acuerdo con el estado de flacidez (resiliencia) de la mucosa y se determina por medio de una exploración adecuada.

Con éste procedimiento conseguimos un sellado periférico de la barra, para evitar tropezamientos de la lengua con la barra. Se aconseja que la barra sea ancha en sentido anteroposterior para dar mayor solidez al puente y debe comenzar en la porción más posterior de las rugosidades del paladar.

En algunos casos, se agrega una barra anterior para unir bases o para dar mayor solidez al puente; otras veces, la barra es bastante ancha y en forma de herradura, dando mayor rigidez y estabilidad al aparato.

La principal función de las barras, es unir las bases reforzando los elementos de contención (retenedores). La acción mecánica es conducir y amortiguar las fuerzas recibidas por las bases y ésto lo condiciona su longitud, forma, elasticidad y dimensión de las mismas.

Los conectores de pase, son por lo general muy cortos, para obrar como amortiguadores de fuerzas; tan sólo pueden considerarse como uniones rígidas que transmiten las cargas sin absorción de ellas.

SOPORTE. Dientes y rebordes desdentados deben de servir para portar la futura prótesis y tanto unos como otros ofrecen características y adaptabilidad diferentes a esa función. Sobre los dientes y la mucosa, ha de efectuarse entonces el asiento protésico, por lo que se le denomina soporte; el cual se describe entonces, como el conjunto de elemen-

tos vivos sobre los cuales el aparato protésico futuro, va a efectuar las cargas masticatorias.

El soporte que brindan los dientes es el de preferencia y se llama soporte dentario, a diferencia del que brinda el reborde desdentado, que se denomina soporte mucoso, por ser la mucosa la que toma contacto con la prótesis receptora de cargas.

El concepto del soporte es así establecido por dos medios u órganos vivos, dientes y mucosa; aunque debe tenerse presente que esos elementos no son más que intermediarios de la acción soporte a cuyo nivel se produce. Biológicamente se establece el soporte como óseo, único soporte o sea el fundamento mecánico de nuestra futura prótesis; de tal forma que el soporte se efectúa por dos vías diferentes con características particulares.

En el llamado soporte dentario (vía dentaria del soporte), los dientes reciben cargas directas por sí mismos, por retenedores protésicos ligados a ellos o por las sillas próximas a ellos. Estas fuerzas inciden por lo general y así es siempre aconsejable que ocurra, en forma vertical o paralelas al eje mayor de los dientes; son las denominadas --- fuerzas axiales.

Cuando el soporte es mucoso (vía mucosa del soporte) los rebordes reciben directamente la fuerza como carga de presión y la transmiten al -- hueso como tensión, por la amortiguación directamente proporcional a -- la capacidad de disipación que tienen los tejidos blandos interpuestos respecto a esa fuerza. Por ese motivo, la eficacia masticatoria de -- los dientes artificiales de una base que asiente y hace comprimir la -- mucosa, es considerablemente menor.

En general el hueso es capaz de reaccionar con reabsorciones ante las presiones; el pronóstico del llamado soporte mucoso por sí sólo, sería desfavorable. Sin embargo la experiencia clínica indica que

bases bien equilibradas en aparatos correctamente planeados no dan -- reabsorciones y mas bien estabilizan el proceso natural de reabsorción que se produce en los bordes desdentados que no reciben la reposición protésica.

Por el soporte, la prótesis se mantiene en una posición estable en sentido vertical hacia el ápice; una prótesis así, tan solo soportada, no se mantendría en posición porque tal como llega a esa posición podría ser desalojada. Para evitar ese fenómeno, se hecha mano de elementos que por diversos medios la mantenga en su posición y ésta acción se logra por la retención.

RETENCION. La retención se define como la condición por la cual una prótesis no puede ser desalojada de su posición sin un esfuerzo; ésta condición se logra por los retenedores.

La fuerza de gravedad, las fuerzas generadas por la adhesión de los -- alimentos, los movimientos mesiales de los órganos dentarios vecinos a la prótesis y los mismos movimientos masticatorios son factores negativos a la retención. Para contrarrestar su acción están los elementos mecánicos retenedores, éste es como concepto físico (mecánico), pero - la retención en boca, entraña un problema mayor, que es biológico, y - es el que ofrecen los dientes mismos en su posibilidad y condición de retención (anclaje).

La relación de dependencia de una pieza soporte respecto a otro, es -- uno de los factores más importantes en la selección de la condición de retención en el maxilar y eso asegura no sólo la retención pura, sino condiciona su estabilidad.

Si la prótesis se soporta y se retiene, se han podido establecer las - condiciones que garantizan el equilibrio en sentido vertical, tanto -- apical como oclusal, pero es necesario que la prótesis esté resguarda-

da contra las fuerzas de desplazamiento transversal. Cuando se cumple esta condición se dice que la prótesis tiene también estabilidad y para lograrlo es necesario colocar dispositivos que apuntalen o contengan la prótesis en sentido horizontal; tanto transversal como sagitalmente y también en forma pasiva.

La estabilidad se acrecienta y refuerza con un adecuado equilibrio -- oclusal (balance oclusal), lo que nos da una condición deslizante de -- las superficies oclusales; así como por la distribución apropiada de -- los medios de retención.

La parte removible de la prótesis, se une a los dientes pilares; este medio de unión se denomina retención, algunos autores como: - - - - - SHILLINBURG, MEYERS, TYLMAN, JHONSTON lo consideran anclaje; en forma genérica y está constituido por el o los retenedores y su medio de unión; este tipo de retención condiciona la forma de trabajo o rendimiento de los maxilares.

La selección de los pilares susceptibles de servir como sostén para los retenedores, es de gran importancia para la biomecánica de los maxilares; ésta selección se hace en base al número y su distribución. Es una regla desde hace mucho, colocar los retenedores de tal manera que su línea de unión (línea de los retenedores, línea de anclaje o línea de apoyo.), vayan lo más cerca posible del punto medio de la placa según Kantorowics A. la línea de los retenedores debe correr a través de la prótesis, en cambio la línea de apuntalamiento debe en lo posible no correr a través de la prótesis, sino tangente a ella.

Por su distribución y número, la retención puede ser: lineal o en superficie, teóricamente también puede ser puntiforme, al que se hace sólo -

en un diente, lo que está contraindicado, ya que no resiste el análisis mecánico.

La retención es lineal cuando uno o dos, o más dientes pilares que sean contenidos en una línea recta; y es en superficie, cuando los dientes - elegidos no están en línea recta sino que forman unidos entre sí figuras poligonales variadas; por lo general, una retención en superficie - triangular ya es suficiente, pero es mejor que tenga más ángulos. Por la colocación de unos respecto a otros, podemos decir que la retención puede ser:

- Diagonal.
- Transversal.
- Sagital.

Esta división expresada por Wild W. ha servido a Cummer C.W. para establecer su clasificación, haciendo referencia a los retenedores.

Cada línea de anclaje (retención), presenta un brazo de palanca; para - establecer el equilibrio de estos brazos de palanca hay que buscar, el prolongar el brazo de la resistencia en relación con el peso de la prótesis a sostener y también el arco que forman los dientes artificiales.

Los dientes soporte, reciben presión en el lado donde se mastica y una fuerte tracción en el lado opuesto.

D).- SISTEMAS MECANICOS.

Los esfuerzos que se realizan sobre un tramo de puente, son absorbidos por los dientes pilares y por su base de sustentación ó por intermedio de incrustaciones. El sistema se asemeja en parte al de los puentes arquitectónicos, aunque factores biológicos hacen que el problema se complique ó simplifique, ya que en el cuerpo humano todo es más perfecto -

que la obra más completa realizada por la técnica; si por arquitectura se entiende el arte de proyectar y construir.

En mecánica se entiende por equilibrio la condición de un sistema que permanece invariable en sus características físicas. El equilibrio estático es el estado de un sistema en el cual las distintas fuerzas actuantes se neutralizan recíprocamente de manera tal que no varía las condiciones de reposo o de movimiento que caracterizan al sistema.

Se dice que el equilibrio es dinámico cuando se le considera el resultado de dos procesos inversos que se producen con igual velocidad al punto de anular mutuamente sus efectos (WERNICKE).

Para hacer un ligero análisis de las fuerzas desarrolladas sobre los elementos protésicos (tramo-retenedores) de un puente en Odontología, se han estudiado sistemas mecánicos, hasta llegar a símiles ó sistemas que puedan aclararnos algo de lo que sucede en la boca, para conservar el equilibrio.

a).- Viga simplemente apoyada con carga concentrada en su punto medio: Cada apoyo (A y B) soporta una fuerza igual a la mitad de la carga (P), de igual dirección y sentido; pero no existe en la naturaleza un cuerpo totalmente rígido, todas las sustancias tienen su módulo de elasticidad. Por tal motivo la viga se flexiona y el valor máximo de su deformación llamado "flecha" se produce en la parte media de la "luz", que es la distancia entre ambos apoyos.

El plano medio de dicha viga, es el plano situado en la mitad de su altura. La sección transversal de la viga, es un corte sagittal de dicha viga.

En cada sección puede determinarse su centro (O); en el caso de que la sección sea un rectángulo, el centro está en la intersec-

ción de sus diagonales.

Fibra media: es una línea que une los centros de las infinitas - secciones comprendidas entre los apoyos A y B.

Flecha: es la máxima distancia entre la fibra media deformada y la fibra media no deformada.

En general, la flecha está en el punto medio de la luz (es la dis tancia entre los apoyos a y b). La carga o fuerza (P), produce efectos de corte y flexión.

Corte: es una fuerza transversal a la viga o sea paralela a la carga (P), que tiende a desplazar o cortar la viga en todas las secciones transversales comprendidas entre los apoyos a y b. El corte tiende a deslizar una sección (S), con respecto a la sec-- ción inmediatamente vecina.

La fuerza de corte es independiente de la distancia a la fuerza aplicada (P); por lo tanto, es exactamente igual en todas las -- secciones comprendidas entre a y b; cuando se trata de una viga con una sola carga concentrada en su punto medio. Para calcular la sección (S), que se debe dar a la viga para que sea capaz de soportar la carga mencionada (P), se recurre a tablas donde están establecidos los valores del coeficiente admisible al corte (T)- del material a utilizar. Estos cálculos son empleados en inge-- niería para una seguridad total de resistencia al corte.

Flexión: además del corte se produce, en forma independiente, la flexión de la viga; en el corte no influye la luz pero en la fle xión es un factor importante.

El pequeño giro producido por los extremos en la viga en a y b, origina dos momentos (intensidad de la fuerza por distancia al -

apoyo). El momento que tiene el sentido de las manecillas del reloj es positivo; al contrario, el momento que lleva el sentido inverso al de las manecillas del reloj, es negativo.

- b).- Viga empotrada con carga concentrada en su punto medio; La carga concentrada (P), produce un momento en su empotramiento A y otro momento en B, cuyo valor es igual a la carga por distancia al apo-
yo. Ejem: Momentos activos = $P \times d$.
Si $P = 100 \text{ kgr.}$ y $d = 10 \text{ mm}$, el momento de P con respecto a A será:
 $M_a = 100 \text{ kgr.} \times 10 \text{ mm} = 1,000 \text{ Kg. mm.}$

La fuerza (P) de la carga ha aumentado su efecto debido a que los brazos de acción, han producido momentos, los cuales exigen una - mayor resistencia a sus empotramientos.

Cuando el sistema está en equilibrio se produce, a su vez, un momento reactivo (ver pag. 29). que es igual y de sentido contrario al momento activo. Lo mismo ocurre en el apoyo B.

También se producen momentos de A con respecto a B pero no tie- - nen aplicación a nuestro trabajo.

- c).- Viga simplemente apoyada con carga uniformemente repartida: Si en lugar de tener una viga con carga concentrada en su punto medio, - ella tiene una carga uniformemente repartida, como sería un depó- sito de arena del mismo espesor sobre toda la longitud, la carga total es igual al peso de la arena (P) por la luz (d), o sea, la distancia entre ambos puntos de apoyo A y B.

La carga total es $P = p \cdot d$. Las fuerzas reactivas en los apoyos son iguales a:

$$\frac{P}{2} = \frac{P \cdot d}{2}$$

Sea una carga total (P) de 100 Kgr. en una longitud de 20 m.

Por cada metro. la carga (P) será igual:

$$\frac{100 \text{ kgr.}}{20 \text{ m}} = \frac{5 \text{ kgr.}}{1 \text{ m}}$$

Cada apoyo recibe la mitad de la carga total P o sea: $\frac{P}{2} = 50$ - Kgr. y reacciona con una fuerza igual y opuesta.

Los momentos de (P) con respecto a A y B son semejantes a los descritos en el caso de carga concentrada en el punto medio.

d).- Viga empotrada con carga uniformemente repartida:

Carga total (P) = 100 kgr.

Longitud entre A y B (d) = 20 m.

Los apoyos reaccionan con momentos reactivos parecidos al de la viga con carga concentrada. El momento flexor máximo (Mfm) se produce en la mitad de la viga.

$M_{fm} = \frac{P \cdot d^2}{8}$ Fórmula general que da el momento flexor máximo de todas las vigas con carga uniformemente repartida.

$$M_{fm} = \frac{100 \times 20}{8} = 250 \text{ kgr.}$$

En una viga empotrada que recibe una carga uniformemente repartida, la fuerza (P) se multiplica de acuerdo a la distancia hasta los apoyos y éstos deben producir momentos iguales y de sentido contrario para mantener el sistema en equilibrio.

e).- Viga empotrada con cargas sobre un plano inclinado:

Si la fuerza o carga (P) actúa en un punto de la viga donde hay un plano inclinado, se descompone en dos fuerzas: Una tangencial al plano y otra perpendicular al plano.

Si ambas tienen su línea de acción, sobre los apoyos A y B (luz),

ambas contribuyen a la flexión de la viga y en definitiva su acción es exactamente igual a la que se desarrollaría si la fuerza (P) actuara perpendicularmente a la viga.

Si una fuerza (P) actuara perpendicularmente sobre el plano inclinado de la viga, se descompondría en dos fuerzas: F_1 y F_2 .

F_1 : Tendería a flexionar la viga.

F_2 : Actuaría sobre el empotramiento (A), produciendo un momento que tiende a hacerlo rotar o inclinar; el momento de F_2 con respecto a la base del sistema, es igual a $F_2 \times h$. Siendo h la distancia desde el empotramiento (A) hasta la base del sistema.

La fuerza (P) habrá perdido eficacia en su acción flectora de la viga, porque F_1 es menor que P.

Si la fuerza (P) actuara oblicuamente se descompondría también en dos fuerzas:

F_1 : Tendería a flexionar la viga.

F_2 : Actúa como F_2 del caso anterior.

SISTEMAS ESPECIALES:

Si una fuerza (P) concentrada en el punto medio o uniformemente repartida, actuara sobre una viga empotrada en sus extremos en forma vertical, los apoyos serían los puntos A y B y la flexión de la viga tendería a levantar el empotramiento de las zonas C y C. Los momentos de (P) con respecto a A y B son semejantes a los descritos anteriormente.

Para evitar el levantamiento de la viga en su sección C y D, la forma de los pilares contribuye notablemente, ya que se prepararon paralelos en dirección, lo que no ocurre cuando los pilares se tallan convergen-

tes al plano oclusal.

Aunque las secciones C y D fueran de menor espesor y resistencia, el empotramiento será más fuerte, porque el grosor del pilar le confiere resistencia, ya que producirán fuerzas reactivas para impedirle todo movimiento; pero por efecto de la elasticidad del material, tiende a abrirse, a causa de las presiones que soporta. Si existiera una prolongación lateral accesoria, colaboraría enormemente, para evitar el desplazamiento del empotramiento.

SISTEMAS CON RESORTES:

Si tuviéramos un sistema de pilares introducidos en una caja y soportados por resortes, las cargas, en el primer instante tenderán a introducir y hacer girar a los pilares dentro de la caja, hasta llevar los resortes a su máxima tensión y compresión; si cuando esto sucede, las fuerzas siguen actuando sobre el tramo entre los apoyos A y B, producirán la flexión de dicho tramo y por consecuencia, momentos parecidos a los casos anteriores.

Los resortes habrán absorbido el primer efecto de la acción de las fuerzas, pero si ésta es continua y progresiva cuando los resortes lleguen a su máxima tensión y compresión, el sistema podrá considerarse como rígido, porque los resortes habrán producido a su vez momentos que equilibrarán la primera acción de las fuerzas y éstas seguirán actuando principalmente sobre los empotramientos. Las cargas producirán momentos con respecto a los apoyos A y B y las porciones extremas, tenderán a desprenderse como en los casos anteriores.

Por lo descrito anteriormente, se comprende que cualquier fuerza que se desarrolle sobre un tramo de puente dental; ya sea vertical al plano, oblicua al plano, que actúa sobre un plano inclinado, puede descomponerse en una fuerza vertical flectora del tramo y otra horizontal que

actúa sobre los pilares. Las fuerzas verticales introducen los dientes pilares en sus alveólos, provocan el giro de los dientes y la máxima tensión y compresión del ligamento alvéolo-dentario hasta que los tejidos de sostén del diente equilibran el sistema, reaccionando con momentos iguales y de sentido contrario. En este instante el sistema puede considerarse como rígido y las fuerzas de oclusión funcional, que son contínuas y progresivas, producen momentos que actúan casi exclusivamente sobre los empotramientos dentarios.

Por su acción las fuerzas horizontales que se dirigen hacia los pilares, desarrollan también momentos sobre las piezas dentarias, aunque ellas son absorbidas en parte por las relaciones de contacto de los dientes pilares con sus vecinos (ver pag 57). Las fuerzas horizontales que se dirigen hacia vestibular o palatino (lingual), son absorbidas por los pilares y las restauraciones exclusivamente.

Cualquiera que sea la técnica de fabricación y el material con el que esté confeccionado, nunca un tramo de puente puede considerarse absolutamente rígido; todos los materiales tienen su módulo de elasticidad. Como premisa se considera carga actuante, la simultaneidad de las fuerzas, de distinta dirección, sentido y magnitud, pero todas desarrolladas durante el acto masticatorio sobre el puente. Dado los altos valores que adquieren durante la masticación y aplicadas en un espacio de poca longitud (tramo), se pueden tomar como carga repartida o continua, a lo largo de la pieza de estudio.

El tramo del puente recibe directamente las cargas cuando las caras masticatorias son metálicas (coladas), e indirectamente cuando éstas son de acrílico o porcelana, pero siempre la acción de las fuerzas que se ejercen sobre el tramo se transmite a los dientes pilares por medio de los retenedores, que soportarán el esfuerzo. Estas relaciones se consideran un empotramiento, cada extremo del tramo está unido a su respectivo retenedor en una forma casi rígida; cualquier deformación -

posible, por efecto de la acción de las fuerzas aplicadas, será transmitida a los dientes pilares que tenderán a ocupar otra posición.

Un diente que soporta la acción de una fuerza está en equilibrio elástico cuando fuerzas reactivas desarrolladas en los tejidos de sostén, lo mantienen fijo en un instante determinado.

Cuando en uno de los extremos del tramo, éste se relaciona con una incrustación en el diente pilar, mediante una articulación móvil, no existe empotramiento y el puente se denomina articulado o fisiológico, los momentos de empotramiento, no existen en los apoyos articulados; por ello los efectos de la acción de las cargas sobre el tramo del puente varían con respecto a los casos anteriores, por que en las articulaciones móviles, las charnelas impiden que se produzcan los pares que se originan en los puentes con uniones rígidas, aunque no logran evitar las reacciones que equilibran las fuerzas, para que todo el sistema se mantenga en equilibrio.

E).- EFECTOS SOBRE LOS TEJIDOS DE SOSTEN.

Efectos producidos por la prótesis sobre los tejidos, desde el punto de vista funcional: Hay diversas reacciones de los tejidos a la incorporación de una prótesis, tanto en el parodonto de los dientes de apoyo como también para los tejidos del espacio desdentado. En general, se incrementa la actividad funcional en los dientes de apoyo, reaccionando con una formación hipertrófica.

El cemento sufre un engrosamiento, al igual que los haces del periodonto, la pared alveolar y las láminas óseas; de ésta forma los tejidos se vuelven más resistentes, por lo cual estos desarrollos hipertróficos también reciben el nombre de "hipertrofia compensadora". Existen límites individualmente distintos a esta favorable reacción compensado

ra; cuando se sobrepasan éstos límites individuales, las irritaciones funcionales no actúan con intensidad incrementada, sino con intensidad superada. Con ello se desencadena una transformación en el ligamento periodontal que de momento es local y que luego, poco a poco, se va extendiendo a todo el periodonto; a consecuencia de este proceso de transformación se ve sustituido el tejido periodontal resistente y de función normal por un tejido de granulación, inflamatorio, pobre en fibras, rico en células y serosidad. Este mecanismo va acompañado de procesos de resorción osteoclástica en el hueso y en el diente, sobre todo en la zona apical; con el tiempo estos dientes presentan un grado de movilidad mayor y pueden llegar a perderse a consecuencia de las irritaciones incrementadas y superadas; ésta acción se debe tomar una inflamación mecánico-funcional.

Los tejidos de la cresta alveolar, así como los del paladar, que igualmente puede hallarse sometido a la acción de la prótesis, no están destinados a sufrir éstas acciones, pero son factibles de adaptarse a la acción de una prótesis. Por la acción de las sillas que cubren estos tejidos se transmiten a ellos las irritaciones por cargas producidas durante la actividad masticatoria, es decir, por medio de la prótesis, la cual durante la acción trituradora efectúa movimientos. Estos efectos irritantes, de manera semejante a lo que ocurre en los tejidos periodentarios, pueden desencadenar en los tejidos correspondientes formaciones de tejidos a la que cabe considerar como fenómenos de adaptación.

El tejido conjuntivo situada debajo del epitelio se ordena en haces de magnitud correspondiente, que se hacen aptos para sufrir la acción de soporte, también la lámina ósea adyacente y las laminillas que la soportan se refuerzan y se adaptan. Bajo la acción excesiva de estas irritaciones funcionales, surge una transformación inflamatoria en los tejidos. El tejido subepitelial, ordenado en haces, se ve sustituido por un tejido de granulación rico en células y pobre en fibras; con estas alteraciones de tejido se desencadenan en el hueso resorciones, -

atrofiándose de este modo el hueso. Los procesos de transformación y resorción se extienden entonces también a los espacios medulares; la resorción ósea y con ella la producida disminución del proceso alveolar debajo de la prótesis, se deben a un trabajo funcional no apropiado, siendo este fenómeno igualmente una inflamación mecánicofuncional. Este hecho es de suma importancia para la construcción de una prótesis, ya que se debe distribuir de forma conveniente el trabajo funcional sobre los dientes y procesos alveolares; para exponer estos tejidos a una mínima presión. Es muy importante incluir el mayor número de dientes en el apoyo de la prótesis, tratando de unirlos en un bloque de resistencia; es favorable para las alteraciones de los tejidos y para la producción de una adaptación de los mismos, fijar la prótesis en los dientes de apoyo, tanto como éstos lo permitan, para que la movilidad de la prótesis durante los actos masticatorios se reduzca todo lo posible, o sea orientada de tal forma que los tejidos se vean sometidos a la acción funcional lo más uniformemente posible.

C A P I T U L O I V

R E T E N E D O R E S .

GENERALIDADES .

Son elementos mecánicos, los que aseguran la posición fija y estable del puente en los dientes residuales o de apoyo; impidiendo que sea re movido o desplazado de su lugar por los actos habituales del paciente: Masticación, Deglución, Fonación etc. Esta fijación o retención, es la base del éxito de nuestro trabajo, por ésta razón, la prótesis debe ser dentosoportada indistintamente si va a apoyarse en un sólo grupo de dientes o varios separados entre sí por espacios desdentados; tratan do de unirlos en un bloque de resistencia.

Como elementos para la construcción de la parte dentosoportada de la prótesis contamos con:

- a).- Ganchos colados, apoyados en el esmalte.
- b).- El sistema doble con aditamentos de precisión.
- c).- Combinación de sistemas (férulas, puentes fijos, removibles con aditamentos etc.)

Los requisitos que deben cumplir los retenedores son:

- 1.- Asiento exacto y fijo sobre los dientes.
- 2.- Posibilidad de reunir y fijar los dientes.
- 3.- Posibilidad al mismo tiempo de cerrar espacios desdentados.
- 4.- Protección contra recidivas de caries.
- 5.- Buen resultado estético.

El asiento exacto y una fijación suficiente de los dientes restantes están dados únicamente, si la parte de fijación "in situ", se adapta perfectamente en todas partes a los dientes y que se conserve esta posición aún bajo cualquier acción.

El elemento de fijación, debe tomar al diente (s), de tal forma que no sean posibles movimientos de translación, ni en sentido sagital ni transversal, ni tampoco rotaciones; por medio de apoyos oclusales en los ganchos o férulas, o por medio de escalones oclusales o cervicales en los aditamentos de precisión, debe imposibilitarse cualquier movimiento en sentido apical.

Unicamente por el uso de fuerzas de tracción determinadas y voluntarias, los retenedores pueden ser separados de los dientes y se deben construir de tal forma que haya que superar cierta resistencia antes de poder separarlos de los dientes.

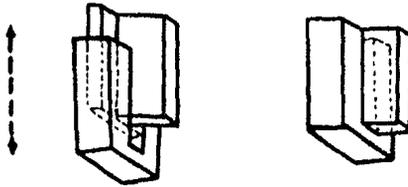
Por la unión de los dientes remanentes en un sólo bloque de resistencia, se logra que las fuerzas transmitidas desde la silla a la parte de fijación no actúen sobre el diente pilar extremo, sino en todos los dientes remanentes, para evitar cargas inadecuadas o sobrecargas.

Las opiniones acerca de la aparición de caries debajo de ganchos apoyados en el esmalte, son muy variadas, por la cantidad de factores que intervienen en su formación.

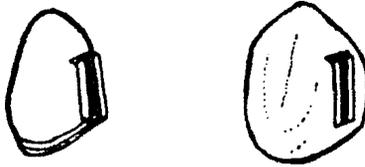
En la fijación por medio de ganchos apoyados en el esmalte, será inevitable que partes de los mismos quedarán visibles en vestibular y el aspecto estético logrado no es muy adecuado; en cambio utilizando aditamentos de precisión, el aspecto logrado es óptimo; aunque su empleo es mucho más difícil y costoso, los resultados, sin embargo, son mucho mejores si el trabajo es efectuado exactamente; éste método requiere gran habilidad por parte del C.D. y del técnico y hace necesario amplias preparaciones en los dientes pilares.

Los ataches o aditamentos de precisión (precisión attachments) constan de dos partes para cada diente a fijar. Una base o parte hembra que apoya directamente sobre la dentina del diente preparado, estando cementada en la forma usual; sobre esta parte hembra se desliza la parte macho desmontable, que se une a la silla. Su acción de fricción garantiza la retención, por lo que puede decirse que éste es su principio mecánico de retención. Ver Fig. # 3 y 4.

Las partes hembra se fabrican para cada diente pilar; las partes macho cuando abarcan varios dientes, pueden soldarse entre sí, reuniendo de -



LIBERTAD DE MOVIMIENTO (DESLIZAMIENTO), EN UNA SOLA DIRECCION DE LOS ADITAMENTOS DE PRECISION.



CORONA METALICA CON LA PARTE HEMBRA SOL
DA DESPUES DEL VÁ
CIADO.

CORONA COMBINADA TERMINADA
CON LA PARTE HEMBRA DEL A-
DITAMENTO.



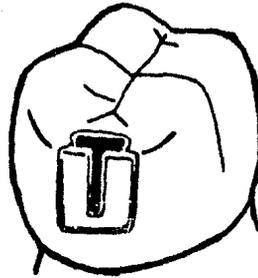
PARTE HEMBRA COLOCA-
DA EN 1 CORONA COMBI
NADA DE 1 DIENTE POS
TERIOR.

LA PARTE MACHO DEL ADITAMEN
TO SE PRUEBA EN SU SITIO.

FIG. # 3.- SISTEMA DOBLE DE RETENEDORES CON ADITAMENTOS DE PRECISION (PRECISION ATTACHMENTS).



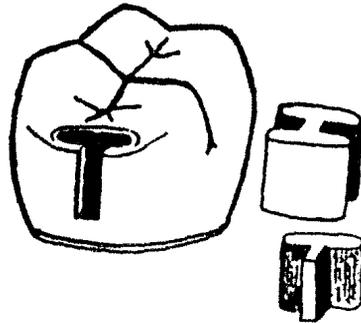
RESTAURACION EN CERA CON ESCOTADURA PARA LA RECEPCION DE 1 ADITAMENTO PRE FABRICADO.



EL ADITAMENTO PROBADO EN CERA.



ADITAMENTO SOLDADO, DESPUES DE HABER EFECTUADO EL COLADO.



RESTAURACION INDIVIDUAL EN ORO PLATINIZADO TERMINADA PARA LA RECEPCION DE 1 ADITAMENTO EN - FORMA DE "T"

FIG. # 4.- PASOS PARA LA COLOCACION DE 1 ADITAMENTO DE PRECISION PREFABRICADO.

esta forma a los dientes remanentes en una unidad, también es posible unir las partes hembra, según las condiciones anatómicas o biológicas, siendo este procedimiento a veces preferible.

La parte hembra está siempre unida a un soporte, sea incrustación M.O. D. o corona tres cuartos, cuatro quintos o coronas totales combinadas o no, ésto en dientes vitales. En dientes desvitalizados, mediante -- una espiga intrarradicular (corona richmond) con las modificaciones -- pertinentes al caso.

Según la preparación técnica de los aditamentos, puede hablarse de un sistema doble, designándose los elementos para cada diente como corona tres cuartos doble, corona total doble combinada, etc.

La integración de la parte hembra al diente pilar preparado debe reunir ciertas características como son:

- Sostén mecánico correcto.
- Cierre periférico exacto y con ello:
- Ninguna irritación de los tejidos blandos.
- Forma estéticamente correcta.
- Superficie adecuada para recibir la parte macho.
- Profilaxis contra la caries.

Para cumplir estas características, los aditamentos se deben hacer indistintamente en oro platinizado, por sus múltiples características, - ya que es el material ideal para restaurar el tejido dentario (Dureza: 100 Brinell)= ver pag 20 =.

A).- EL PARALELOGRAFO DE NEY.

Es un instrumento muy útil, creado con la finalidad de lograr que los

aditamentos o dientes pilares, sean paralelos en dirección y así tener una guía o patrón de inserción único; ésto se determina desde que se analizan los modelos de estudio; para planear y posteriormente construir la prótesis; previo exámen clínico del paciente, para designar los dientes pilares o soportes del puente; los cuales están condicionados a los siguientes propósitos:

- a).- Sobre ellos deberá fijarse el puente.
- b).- Su posición en la arcada, determinará la dirección del patrón o guía de inserción de la prótesis, para quedar insertada dentro de la boca.
- c).- Ellos dan un considerable soporte lateral al puente fijándolo en su lugar, desviando las fuerzas laterales de oclusión.
- d).- Ellos dan parcial o total soporte vertical al aparato removible y así, reciben considerable cantidad de las fuerzas de oclusión.

Para cumplir con estos requerimientos, el diente pilar tiene que resistir intermitentes fuerzas de consideración; si la prótesis de precisión no está construída de acuerdo a las condiciones requeridas, los tejidos de sostén del diente se alteran al soportar mayor cantidad de fuerzas. Es de suma importancia tener en cuenta la relación corona-raíz de los dientes pilares, ya que una raíz larga ofrece mayor resistencia a las fuerzas que una raíz pequeña.

Los paralelógrafos se construyen sobre el mismo principio, tienen un brazo vertical regulable por medio de un movimiento de ascenso y descenso y están construídos de tal forma que pueden sostener varios instrumentos movibles en sentido horizontal, empleados durante el trabajo. También forma parte una platina movable, sobre la que se puede montar el modelo en cualquier posición necesaria, para determinar la guía de inserción.

Se coloca el modelo sobre la platina con plastilina o cera, o con ayu-

da de una uña atornillable.

Los instrumentos necesarios para el brazo vertical son: Una parte metálica con la que se determina la dirección de entrada, la punta para marcar y la cuchilla para cortar la cera; con la punta marcadora de -- grafito, se señalan las convexidades más pronunciadas, las zonas retentivas tisulares, etc. (diseño general de la prótesis); de ahí el nombre de éste instrumento "paralelógrafo" ya que sus raíces semánticas son: paralelo=referente a líneas o planos que se mantienen, cualquiera que sea su prolongación equidistantes entre sí; y grafos= escritura. - No como se manifiesta usualmente "paralelómetro", en donde paralelo se refiere a rectas paralelas y metrón a medida; por lo que sería un aparato para efectuar mediciones y no trazos o desgastes que se hacen en el modelo. Son necesarias además fresas especiales para cera o metal.

Se denomina paralelógrafo de Ney por ser él y sus colaboradores quien lo diseñó, como se conoce actualmente.

Sin este instrumento, la relación correcta entre las partes hembra de los aditamentos de precisión con el resto de la prótesis, como una sola unidad funcional, no sería posible; para tener una dirección de entrada exacta por deslizamiento. Para lograr ésto, todos los orificios surcos y cajas etc. de los aditamentos, deberán tener una orientación absolutamente paralela en dirección, para permitir que la parte removable se pueda colocar y retirar con facilidad de su sitio.

Este patrón o gufa de inserción, debe coincidir con el eje principal del paralelógrafo.

USO DEL PARALELOGRAFO: Cumplidos todos los requisitos para la obtención del positivo, se coloca el modelo en la base de la platina; con un instrumento recto se coloca en sentido horizontal para relacionar correctamente su posición con el mandril perpendicular sostenido en el

brazo del paralelógrafo, el ángulo obtenido es de 90 grados. Al construir las coronas en cera para vaciarlas en metal, se labran en las caras seleccionadas las cajas correspondientes para el acomodo de la hembra del aditamento de precisión; por lo tanto, colocado el modelo con sus coronas ya vaciadas en metal, en posición exacta; se introduce en la caja la porción hembra del aditamento, sostenida por el mandril del brazo del paralelógrafo, se marcan los sitios en donde haya interposición.

La menor diferencia de posición o acomodo del modelo en la platina del paralelógrafo, acarrearía dificultades para la colocación de la hembra en la caja; la labor necesaria consiste en reacondicionar la caja para que en ella se acomode la hembra del aditamento. Por lo general esta labor se repite varias veces ya que es necesario conformar la caja para que entre en ella la hembra del aditamento.

Se coloca la parte hembra del aditamento, el modelo de trabajo debe tener una ligera inclinación de adelante hacia atrás y abajo en el caso superior, para facilitar al paciente la colocación del aparato removible. Asimismo, la inclinación favorece la retención del aparato removible en forma estable en la arcada al efectuarse los movimientos de masticación.

Colocadas las partes hembras en las cajas proximales correspondientes, se comprueba que guarden paralelismo en dirección, ésto se efectúa por comparación con un mandril sostenido en el brazo movable del paralelógrafo. Es imprescindible comprobar que los aditamentos sean paralelos en dirección, si es correcta la posición se sueldan las hembras a las cajas correspondientes de las coronas.

Cuando se combina el uso de aditamentos de precisión y semiprecisión, se agrega al mandril usado para el acomodo de la hembra del aditamento en las cajas correspondientes de las coronas, la pieza de mano del motor de baja velocidad. Esta maniobra se efectúa en la forma siguiente:

una abrazadera sostiene la pieza de mano paralela al brazo movable del paralelógrafo; la abrazadera se fija por medio de un tornillo intermedio, ésto permite que la pieza de mano se mueva según sea necesario y que los cortes de la fresa sean paralelos al mandril (en dirección). - El modelo se sostiene en la misma posición que se le dió cuando se fijaron las partes hembras de los aditamentos de precisión.

Sostenidos los aditamentos de precisión con sus respectivos mandriles en paralelismo patente con la fresa para fisura montada en la pieza de mano, se talla la depresión para el aditamento de semiprecisión, a expensas de la corona. Es difícil desgastar el metal con una fresa de acero, por lo que se empleará una de carburo nueva, dando al motor la máxima velocidad, así los desgastes se hacen con mayor facilidad; si en toda la labor se mantiene la posición correcta, el aditamento de semiprecisión poseerá el paralelismo en dirección con los de precisión.

De esta forma, pueden utilizarse simultáneamente en un caso, aditamentos de precisión y de semiprecisión, ya que éstos últimos dan mayor estabilidad al aparato removible.

B).- ADITAMENTOS DE PRECISION.

PRECISION ATTACHMENTS.

Son construcciones mecánicas que pueden realizar únicamente movimientos de deslizamiento en una dirección, llamados también ataches corredizos (según Geschiebe); ninguna rotación pues tienen siempre un solo grado de libertad de movimiento.

El movimiento que puede realizar un aditamento de precisión, se llama - translación; entendiéndose por ésta, todo movimiento de deslizamiento o vaivén dentro de un recorrido predeterminado (translación paralela). - Este grado de libertad del movimiento en los aditamentos, es un desliza miento en una sólo dirección, obteniendo su guía de inserción exacta, - gracias a su estructura multiangulada; por lo cual existen siempre más de 2 planos de deslizamientos activos, en contacto entre las partes hem bra y macho. Cuando son prefabricados. Ver Fig. No. 3 y 4.

Las partes hembra, según estos principios, también pueden tener diversas formas en su superficie, para recibir la parte macho; de tal forma, que por medio de escalones y ranuras se asegure un ajuste perfecto y -- un contacto íntimo en todos los planos entre las partes hembra y macho; si se preparan de acuerdo a las condiciones del caso. Ver Fig No. 11,- 12 y 13.

La resistencia contra las fuerzas de tracción funcionales (masticación etc), deberá ser asegurada principalmente por la fricción de las paredes laterales y puede ser aumentada eventualmente por medio de resortes o - pernitos.

Según quede alojada la parte hembra de los aditamentos de precisión pre fabricados, dentro del perímetro del pilar o no, se consideran los aditamentos internos o externos respectivamente; de esta manera, la parte hembra si está incluida dentro de la masa del soporte, queda reforzada por el mismo, con lo que su condición es la de una caja rígida inex- --

tensible, en estos casos las fuerzas que actúan sobre ella coinciden - con el centro de gravedad del diente.

Cuando la parte hembra se coloca por fuera del contorno dentario, la - pieza es también reforzada por la unión de soldadura pero su ubicación externa hace que haya requerimientos de tracción tanto mayor cuanto -- más alejado del centro o eje mayor del diente, se ubique.

Los aditamentos requieren de una técnica muy minuciosa, ésto unido a - su costo elevado, trae como resultado que; son excelentes medios de - retención para algunos casos y no para práctica de rutina.

En la prótesis de precisión, se utilizan los ataches de diferentes for- mas en los dientes pilares; siempre cuentan con un tope o apoyo en un extremo. El movimiento de translación se realiza únicamente al poner el puente o al retirarlo; al poner el puente, el aditamento recorre has- ta encontrar el tope, estando entonces todas las superficies, tanto las laterales como el piso, de las partes hembra y macho en íntimo contac- to. En esta posición, el puente y con ello los aditamentos quedan en la boca en posición de reposo; las partes del aditamento deben estar - en contacto tan íntimo que no sea posible ningún otro movimiento, así pues el movimiento de translación sirve en éstos aditamentos sólo para poner o sacar el puente de la boca, por eso la suposición de que tales aditamentos corresponden a la movilidad propia de los dientes es incor- rrecta. Ver Fig. # 3.

La elección del aditamento que se usará en cada caso es hasta cierto - punto arbitraria y se basa generalmente sobre preferencias personales del C.D. o del técnico, (lo que no debería ocurrir) que elaborará el - trabajo. Opciones que se basan en la experiencia técnica y clínica ob- servada a lo largo de varios años de práctica.

Hasta la fecha no existe una determinación cuantitativa del grado de - retención de éstos aditamentos, pero se sabe que su efectividad depen- de de:

- 1.- La precisión con que ensamblen o embonen las dos partes.
- 2.- El coeficiente de fricción de los materiales en que están fabricados (preferentemente en oro platinizado); tomando en cuenta la lubricación de la saliva.
- 3.- El área de contacto sobre la que se aplica la presión.

De lo anterior deducimos, que es importante tomar en cuenta el largo - de los aditamentos, ya que al disminuir su longitud aumenta la tendencia a que pequeños movimientos de la prótesis los desalojen de su posición original. El área de contacto se disminuye en la misma relación - que su longitud; las superficies de ambas partes sirven para aumentar esta área de contacto en relación con el espacio ocupado por el aditamento, característica que determina que los aditamentos del mismo tipo tengan una fricción similar.

Los factores que determinan la retención de la prótesis como un todo y la retención de una de sus porciones, contra la otra son:

- 1.- Calidad individual de los aditamentos.
- 2.- Distribución de los aditamentos.
- 3.- Número de los aditamentos.
- 4.- Longitud cervico-oclusal de los aditamentos empleados.

Aunque también contribuyen factores como retención y estabilidad de la porción removible.

Se dice que los aditamentos auxiliados por resortes son más retentivos, están confeccionados por lo general en forma de topes, con su alojamiento adecuado o en forma de "U" sostenidos dentro de la porción macho. - Algunos de estos aditamentos tienen forma de "V", determinada por un surco horizontal en la base de la pared axial mesial de la parte hembra y una porción plana de muelleo que porta una "V" complementaria sobre el macho.

Desde 1956 L.A. Cohn estableció que el mejor uso de los aditamentos de

precisión está dado al excluir del diseño de la prótesis removible -- cualquier eje rotacional. El concepto de Cohn se basa en la elabora-- ción de prótesis balanceadas en sentido anteroposterior y bilateral en base a los aditamentos colocados sobre los dientes soporte. Esto quiere decir que no deben emplearse más de cuatro aditamentos en cada caso; cada uno de los cuales deberá ser semejante en tipo y longitud, para determinar solo una guía o patrón de inserción y retiro del puente.

Si al retirar la prótesis se hace en una dirección diferente, con la -- consiguiente aplicación de cargas nocivas a los dientes pilares, se producirá un momento negativo al retirar la parte movable de la prótesis -- que ocasionará un mayor desgaste de los aditamentos.

La cantidad de cargas requeridas para asentar (ensamblar) y separar los aditamentos de precisión, no han sido establecidas, pero deben ser similares para los aditamentos colocados en una prótesis. Es probable que si estas cargas son excesivas haya dificultades, por parte del paciente y del operador, para colocar y retirar la prótesis, produciendo demasiadas tensiones en la parte fija de la rehabilitación; si la carga es demasiado ligera, cuando se presente cierto desgaste las porciones se separarán con mayor facilidad.

Los aditamentos deberán de retener la prótesis en condiciones relativamente inmóviles durante su función normal, pero nunca deberán removerse bruscamente. Las fuerzas requeridas para desplazar las porciones de -- los aditamentos, se determinan por la fuerza friccional limitante requerida para superar la fricción estática. Al iniciarse los movimientos -- de desplazamiento, se pone en juego una fricción dinámica que requiere de una fuerza menor; por lo tanto es deseable que los aditamentos po-- sean una fricción estática superior misma que deberá encontrarse dentro de los límites previamente establecidos, para que al iniciar el movi-- miento sea fácil separar ambas porciones de los aditamentos. Todas estas pruebas cuentan con la participación de la fricción estática.

Por lo que la elección de un aditamento determinado no deberá hacerse en base al espacio disponible, sino al tipo del aditamento y a la capacidad de poder retentivo, que se pierde después de que ambas porciones entran en íntimo contacto. Si la fricción estática es leve cuando sea menos de su longitud total, o si el aditamento se ha ajustado a la longitud de una corona determinada deberá cambiarse por otro que ofrezca propiedades superiores.

1.- ADITAMENTOS DE PRECISION INTERNOS:

Entre los aditamentos de precisión internos se encuentran los de:

- Chayes.
- Stern.
- Brown-Sørensen.
- McCollum.
- Yirikian.

Y algunas combinaciones de unos con otros. Su principal ventaja reside en el factor estético y en la seguridad de tener una fijación estable de la prótesis. Lamentablemente requieren la construcción de una pieza soporte, que para poder alojarlos en su interior exige por lo general una considerable destrucción de tejido, con todos sus inconvenientes.

Los primeros aditamentos bucolinguales fueron los de Chayes. Ver Fig. # 5. Consta de dos partes que son: la parte hembra que presenta una placa de contacto con ranura de deslizamiento en sentido vertical; La parte macho en forma de "T" está constituida por una sola pieza con --aletas estables, hendidura central, todo lo que da gran resistencia y elasticidad, atendiendo a las exigencias de tolerancia de los movimientos individuales del diente.

Aditamento de Brown: La parte macho en forma de "T" con placa de contacto, como elemento principal aplanado y una sola hendidura, tiene --bordes laterales redondeados. La hendidura en sentido transversal se --extiende verticalmente. La parte hembra tiene placa de contacto y ranura de deslizamiento en forma semejante al anterior. Ver Fig. # 6.

Aditamento de Stern: El atache de Stern se diferencia del anterior --principalmente, porque la parte macho está hendida de arriba abajo por

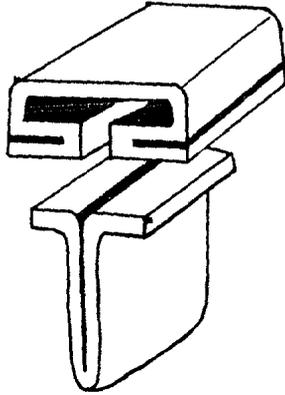


FIG. # 5.- ADITAMENTO DE PRECISION SEGUN CHAYES.

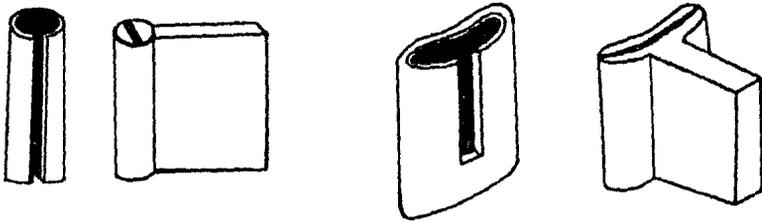


FIG. # 6.- ADITAMENTOS DE PRECISION DE BROWN-SORENSEN, UNA PARA LOS DIENTES ANTERIORES Y LA OTRA PARA POSTERIORES.

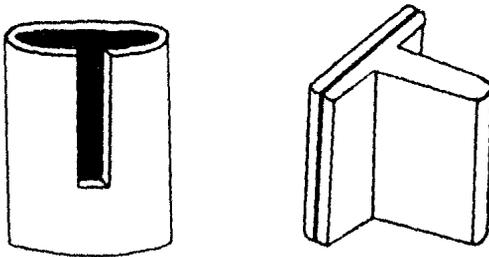
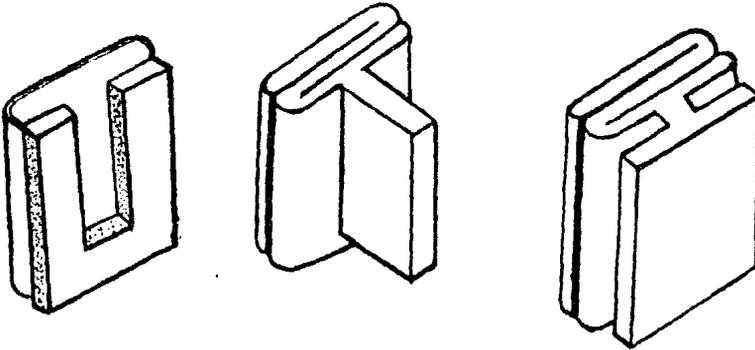


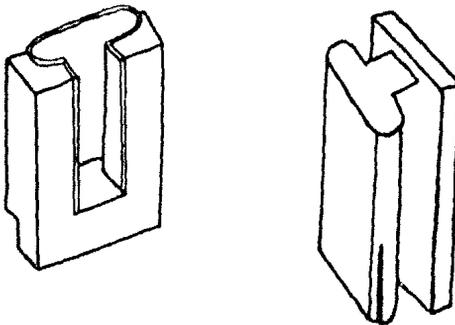
FIG. # 7.- ADITAMENTO DE PRECISION SEGUN STERN.

los dos flancos, con lo que puede aumentarse considerablemente e independientemente la tensión. Ver Fig # 7.

Atache de McCollum: la diferencia principal a los anteriores, consiste en que la hendidura se hace por la cara libre hacia la línea media. - Ver Fig. # 8.



ADITAMENTO DE PRECISION SEGUN STERN, MODIFICADO.



EL ACTUAL ADITAMENTO DE PRECISION SEGUN STERN.

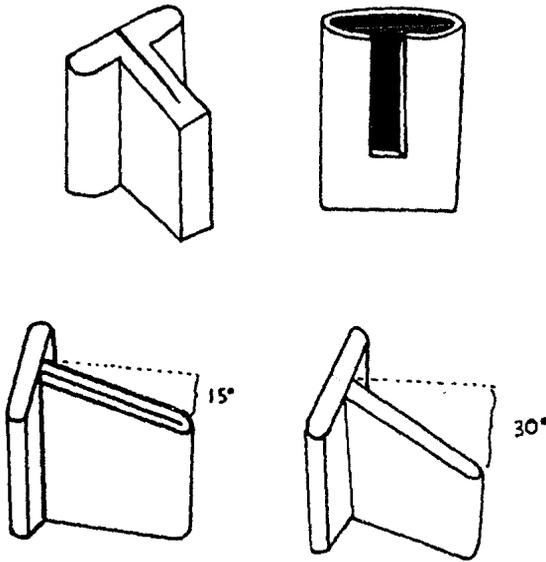
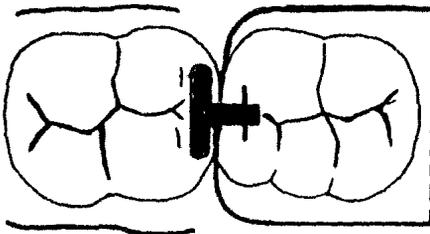


FIG. # 8.- ADITAMENTO DE PRECISION SEGUN Mc COLLUM Y VARIANTES DE LA PARTE MACHO.



CORONA TOTAL EN EL DIENTE PILAR CON UN ADITAMENTO DE PRECISION COMO RETENEDOR PARA LA PROTESIS REMOVIBLE.

2.- ADITAMENTOS DE PRECISION EXTERNOS.

De los aditamentos de precisión externos, tenemos los siguientes:

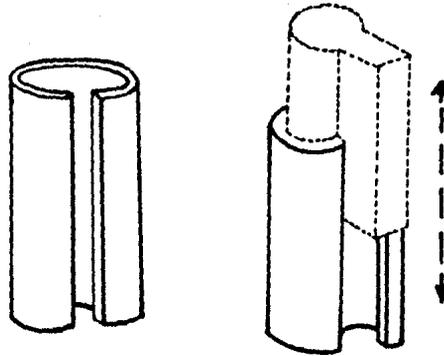
- Neurohr.
- Rouch (de bola).
- Sistema ceka, entre otros.

El sistema de Roach, es un aditamento externo que consta de una pieza en forma de bola que se desliza por un elemento hembra en forma de cilindro con una ranura en su superficie, éste se une a la base, mien--tras que la bola va unida al soporte metálico. Ver Fig. # 9.

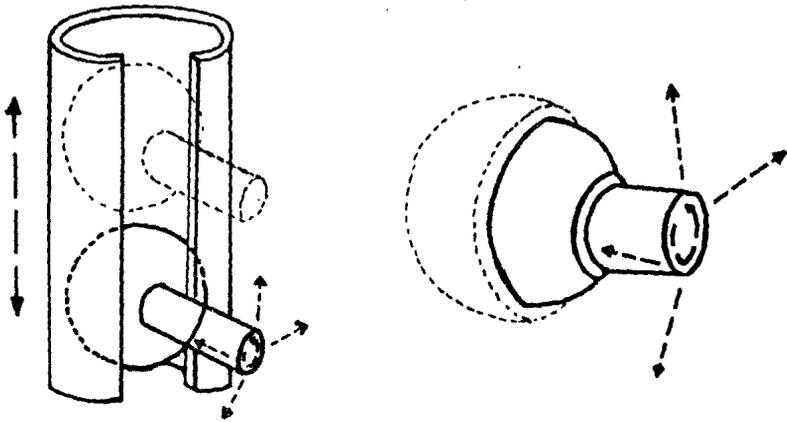
Como las superficies de contacto de las partes macho y hembra no tie--nen forma igual, es decir que no son congruentes (Wil & Eisenrign), - entonces son posibles, además de los movimientos puros, también movi--mientos combinados intermedios entre rotaciones y translaciones. Es - el caso del aditamento esférico de Roach. La cánula hendida puede -- aceptarse como hembra de atache, dentro de la cual un cilindro con -- prolongación labiforme similar al aditamento de Schröder, puede reali--zar un movimiento de translación.

La cabeza articular de la parte macho poseería en una correspondiente cazoleta tres grados de libertad de movimiento del aditamento (cerra--dura, articulación) esférico de Roach. Si se combinan las dos partes, o sea la parte hembra del aditamento y la cabeza esférica de la parte macho, entonces cada una de las partes aporta algunas propiedades que juntas dan a esta articulación ahora cuatro grados de libertad de mo--vimiento: tres rotaciones y una translación.

Este tipo de aditamento evolucionó a partir de los aditamentos corredi--zos para puentes removibles como los de Chayes, Golobin, Brown-Sören--sen etc.) y en 1924 aparecieron como articulaciones corredizas, que --



ADITAMENTO COMO RETENEDOR.



ADITAMENTO COMO ARTICULACION CORREDIZA, CON CUATRO GRADOS DE LIBERTAD DE MOVIMIENTO.

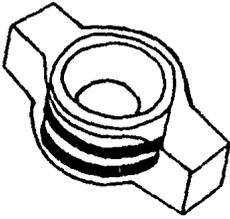
FIG. # 9.-ADITAMENTO DE PRECISION SEGUN ROACH.

pueden realizar movimientos en varios grados de libertad.

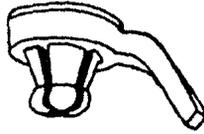
En 1951 Carl Cluytens, laboratorista belga, desarrolló el sistema de aditamentos Ceka. El poste con cuerda, parte macho del aditamento, se introdujo en 1968 en la forma que hasta la fecha se emplea para este sistema. Ver Fig # 10.

El aditamento ceka está constituido por dos porciones una hembra y otra macho; la primera se encuentra fabricada en barras de plástico con 2 o 3 anillos metálicos o un retenedor del mismo material, pudiendo cortarse para emplearse como unidad aislada o como barra ceka con dos aditamentos. La parte hembra puede vaciarse sobre patrones de cera de coronas totales; el retenedor metálico tiene una abertura más amplia en su parte superior para que pueda alojar a la porción redondeada del poste.

La aleta que presenta la capucha de retención puede doblarse para ser soldada al esqueleto metálico, evitando así fracturas entre el aditamento y la misma prótesis. C.Cluytens menciona su preferencia ante el soldado de la capucha de retención y el esqueleto metálico ya que de esta forma se elimina el riesgo de provocar fracturas en el aditamento. La capucha de retención que no posee aleta va unida directamente al esqueleto metálico mediante un punto de soldadura. El aditamento ceka puede adquirirse con postes machos rígidos y no rígidos; Cluytens opta por la elección del segundo tipo ya que los cuatro segmentos del aditamento permiten su activación al ser algo elásticos; esto significa que pueden ajustarse al apretar o aflojar estos cuatro segmentos, lo que es sumamente útil para pacientes cuya destreza manual o fuerza dificultan el manejo de la prótesis.



PARTE HEMBRA

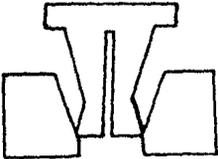


PARTE MACHO CON ALETA.

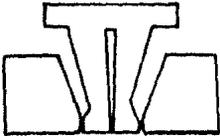


PARTE MACHO SEPARADO DEL
CAPUCHON MACHO.

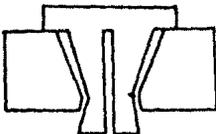
MECANISMO DE LOS ADITAMENTOS CEKA.



LA CABEZA DEL POSTE PENETRA A TRAVES DEL ANILLO.



EL POSTE SE COMPRIME AL PASAR POR LA POR-
CION MAS ESTRECHA DEL ANILLO.



EL POSTE MANTIENE UNA ACTITUD PASIVA UNA
VEZ QUE HA PASADO LA SECCION MAS ESTRE-
CHA DEL ANILLO.

FIG # 10.- ADITAMENTOS CEKA.

3.- ATACHES COLADOS:

- ADITAMENTO A RANURA Y PERNO CON HOMBRO, SEGUN ALFRED STEIGER.
- CHANNEL-SHOULDER-PIN-ATTACHMENT (ATACHE C.S.P.A.)
- RILLEN-SCHULTER-STIFT-GESCHIEBE.

En el año de 1931, A. Steiger informó sobre este atache por primera vez en una asamblea de la "Asociación Odontológica de Zurich". Este atache o aditamento, recibió su nombre por los tres elementos que siempre tienen que estar presentes: las ranuras, los pernos y el hombro, para que tenga su pleno valor mecánico; no posee una forma standard, sino que -- debe ser preparado siempre según las condiciones individuales; la disposición de sus distintos elementos es determinada por la estructura biológica de los dientes, la posición de los mismos y el espacio disponible en la dentadura residual. Ver Fig. No. 11, 12 y 13.

La ranura facilita al paciente encontrar la dirección para introducir la prótesis (Guía o patrón de inserción) y aumenta la retención de la parte macho.

El hombro sirve para recibir la fuerza masticatoria vertical de la parte macho a través de la parte hembra sobre el diente pilar; tiene la misma función que el apoyo oclusal de un gancho colado.

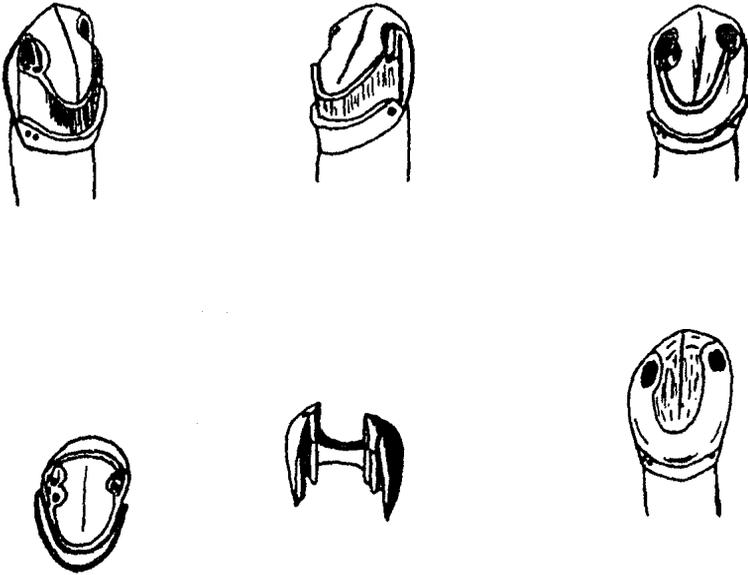
Los pernitos (pins) como tercer elemento aumentan la fricción de la parte macho, ya dada por las ranuras y paredes laterales. Pueden ser activados como elementos elásticos, cuando por el uso prolongado, las partes congruentes se deslizan ya demasiado holgadamente; durante la masticación estos pernitos no reciben ninguna carga, que es soportada exclusivamente por el hombro y las ranuras; ya que estas fuerzas deben ser verticales sobre ellos. La única desventaja, que ha veces hace necesario arreglos, está en que los pernitos son doblados o rotos por el pa

ciente al introducir o limpiar la prótesis.

Al unirse las dos partes del aditamento, el diente queda restituido a su forma anatómica íntegra, pudiendo cumplir así su función normal.

Así como A. Steiger intentó aumentar la fricción del aditamento y con ella la retención de la parte macho en la parte hembra no sólo por las ranuras sino también por pernitos, así otros autores han intentado aumentar la retención por medio de resortes ("Springlock"-Koller). La desventaja de este método está en que el elemento elástico debe ser sol dado y al unir existe el peligro que se desmejoren las propiedades elás ticas del alambre y además son muy difíciles sus reparaciones posteriores, por ésta razón se buscó una solución sin soldar el resorte dentro del aditamento. Esto se logró introduciéndolo en la pared de la parte macho y fijándolo a modo de un remache bruñado, al trabajar el aditamento en esta forma, puede evitarse el tratamiento térmico desfavorable y además el elemento elástico queda así siempre intercambiable, -- cuando se observa fatiga del resorte después de un uso prolongado.

Biaggi y Steiger, basándose en ésta idea, han desarrollado un sistema, que puede ser preparado tan fina y delgadamente que cabe en una corona doble en un incisivo inferior con vitalidad.

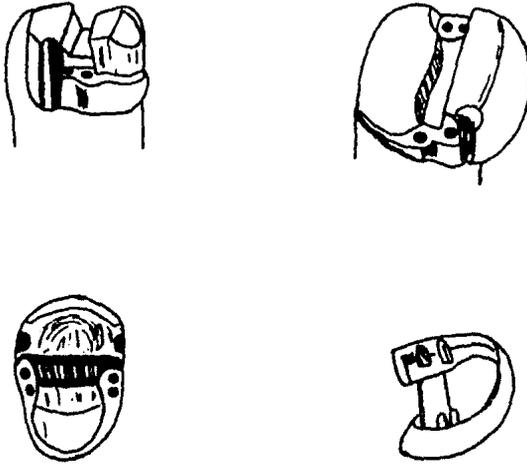


UN PAR DE RANURAS MAYORES EN DISTAL Y UNA RANURA GRANDE EN MESIAL, SIRVEN DE GUIA PARA LA INSERCIÓN; SU BASE TRABAJADA COMO HOMBRO PARA RECIBIR LOS PERNITOS, QUE SERÁN DE ACUERDO AL ESPACIO DISPONIBLE, DOBLES O UNO SOLO.

EL SURCO QUE UNE LAS RANURAS DE MESIAL A DISTAL PROPORCIONA UN MEJOR CIERRE DE LA PARTE MACHO Y AL MISMO TIEMPO UN REFUERZO DE LA MISMA. EL HOMBRO CERVICAL CONCAVO TAMBIEN AUMENTA LA RETENCIÓN, TERMINA EN 2 SURCOS MUY FINITOS.

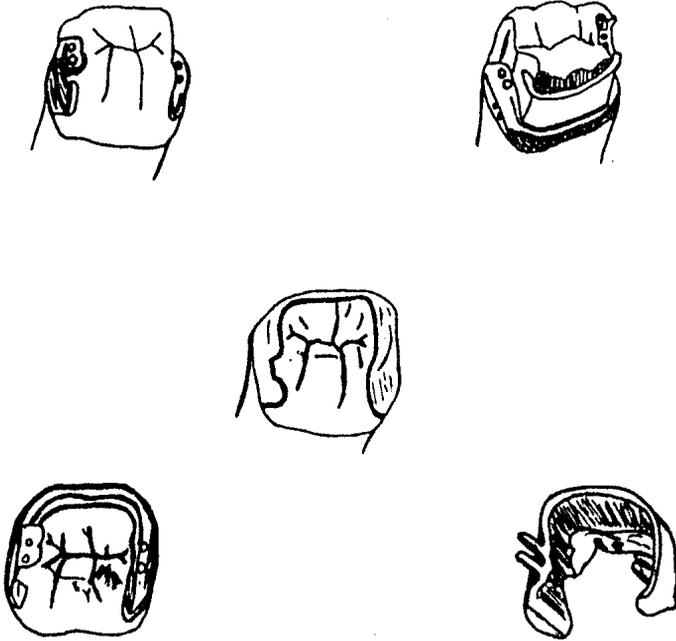
LAS TRES "TRONERAS" DE AUTOLIMPIEZA EN LA PARTE HEMBRA SON CUBIERTAS POR LA PARTE MACHO.

FIG. # 11.- ADITAMENTO A RANURA Y PERNO CON HOMBRO, BILATERAL EN UN DIENTE ANTERIOR SEGUN ALF. A. STEIGER.



HOMBRO CERVICAL DESDE MESIAL HACIA DISTAL, EN EL CUAL ESTAN PREPARADOS EN PROXIMAL AGUJEROS PARA PERNOS. - ADEMÁS, LAS 2 RANURAS ESTAN UNIDAS POR 1 BARRA CAUDRANGULAR A TRAVÉS DE LA SUPERFICIE OCLUSAL, PUDIENDO ESTAR CUBIERTA LA CUSPIDE DE TRABAJO O QUEDAR LIBRE A TRAVÉS DE UNA PARTE MACHO ANULAR.

FIG. # 12.- ADITAMENTO A RANURA Y PERNO CON HOMBRO EN UNA CORONA - CUATRO QUINTOS EN UN PREMOLAR SEGUN ALF. A. STEIGER.



LA PARTE HEMBRA VISTA DESDE FRENTE Y DEL COSTADO, COMO TAMBIEN DE ARRIBA (PROYECCION ORTOGONAL). EN LA CAVIDAD DISTAL SE HAN PREPARADO RANURAS CON UN ESCALON; LOS AGUJEROS PARA LOS PERNITOS TIENEN HACIA MESIAL "TRONERAS OBLICUAS PARA SU AUTOLIMPIEZA".

EN MESIAL NO SE HA PREPARADO UN HOMBRO PARA NO TENER QUE TALLAR DEMASIADO DE LA SUBSTANCIA DENTARIA; POR ESA RAZON SE HA ENSANCHADO EL ESCALON CERVICAL HACIA MESIAL Y SE HAN PREPARADO 2 AGUJEROS PARA PERNOS.

EN LA VISTA SUPERIOR, SE VE A TRAVES DE ESTOS AGUJEROS LA PARTE MACHO CORRESPONDIENTE, ESTA PUESTA SOBRE LA PARTE HEMBRA, COMPLETA EL MOLAR A SU FORMA ANATOMICA CORRESPONDIENTE.

FIG. 13.- ADITAMENTO A RANURA Y PERNO EN UN MOLAR SEGUN ALF. A. STEIGER.

- ATACHE O ADITAMENTO DE BIAGGI & STEIGER.
- ADITAMENTO DE PRECISION, A RANURA CON RESORTE Y HOMBRO MODIFICADO
- RILLEN-SCHULTER-FEDER-GESCHIEBE.

Se trata de un aditamento corredizo que por su forma y función es muy parecido al aditamento C.S.P.A.; para facilitar la introducción de la parte macho, también hay ranuras mesial y distal en la parte hembra, en cervical el hombro, que sirve para soportar las fuerzas masticatorias verticales sobre el diente pilar. Ver Fig. No. 14.

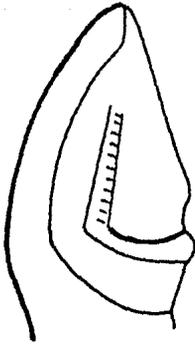
El tercer elemento de este sistema es el resorte, que consta de dos partes en su construcción:

- 1.- El talón o saliente que está en la superficie de la parte hembra y..
- 2.- El resorte que corre en el interior de la parte macho y que con sus dos extremos está fijado a la pared de ésta.

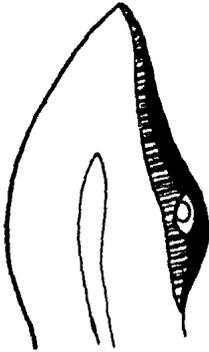
Al poner la parte macho sobre la hembra, el resorte se desliza, guiado por las ranuras, sobre el talón y al llegar al extremo cervical de éste, encuentra un tope justo cuando el aditamento asienta sobre el hombro; en ésta posición el resorte proporciona una gran resistencia contra fuerzas de tracción, para poder deslizarse el resorte sobre el saliente, aquel debe deslizarse elásticamente; o sea debe pasar por el interior de la parte macho libre e inapoyadamente. Este alambre sólo está remachado y bruñido en la pared de la parte macho; gracias a esta forma de fijación del alambre, sin soldadura, no sufre alteraciones por el calor y se puede usar alambre de acero inoxidable (para Ortodoncia), en espesores de 0.3 a 0.4 mm.

La función del elemento elástico, o sea la magnitud de la fuerza que hay que emplear para separar la parte macho de la parte hembra depende de varios factores:

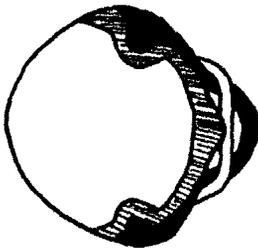
- a).- Del tamaño del saliente, su prominencia y con ello de la profundi--



SUPERFICIE DE LA PARTE HEMBRA CON RANURA PROXIMAL, HOMBRO CERVICAL Y UNA SALIENTE EN LA PARED LINGUAL.



CORTE LONGITUDINAL A TRAVES DEL MUÑON (BLANCO), LA PARTE HEMBRA (RAYADO) Y LA PARTE MACHO (NEGRO), A LA ALTURA DE LA PUNTA DE LA SALIENTE; EL RESORTE SIGUE DEBAJO DE LA PUNTA DE LA SALIENTE Y ESTA LIBRE DENTRO DE LA PARTE MACHO.



CORTE TRANSVERSAL A LA ALTURA DE LA PUNTA DE LA SALIENTE. EL RESORTE DESAPARECE DEBAJO DE LA PUNTA DE LA SALIENTE; LA AMPLITUD DE LA OSCILACION DEL RESORTE ESTA DADA POR LA DISTANCIA ENTRE LOS 2 LECHOS DEL RESORTE DENTRO DE LA PARED DE LA PARTE MACHO Y LA PUNTA DE LA SALIENTE. EN LA SUPERFICIE EXTERNA DE LA PARTE MACHO EL RESORTE ESTA BRUÑIDO DENTRO DE MUESCAS.

FIG. # 14.- DIBUJO ESQUEMATICO PARA EXPLICAR EL SISTEMA DEL ADITAMENTO A RANURA Y RESORTE CON HOMBRO.

dad del tope.

- b).- Del ángulo de curvatura del saliente.
- c).- De la amplitud de la oscilación del resorte y
- d).- Del grosor del alambre.

Los aditamentos a ranura y resorte con hombro pueden fabricarse en dos formas:

- 1.- Se prepara sólo una saliente en la pared palatina o lingual, respectivamente de la parte hembra y correspondientemente sólo un resorte en la parte macho; así los dos apoyos de los extremos de resorte salen tanto en el espacio proximal, que a veces habrá dificultades cuando se quiere soldar algo en la parte macho pudiendo la soldadura correr hacia el lecho del resorte.

- 2.- Preparar los aditamentos con dos salientes, que están en mesial y distal de la pared de la parte hembra; los correspondientes resortes son introducidos entonces desde palatino o lingual respectivamente, en la parte macho y terminan cada uno en el rodete guía de la parte macho, que se desliza en la ranura de la parte hembra. Los dos resortes son hechos de una pieza de alambre que recorre alrededor de la parte macho en una entalladura desde mesial hasta distal; esta modificación con dos salientes y dos resortes deja más espacio en proximal sobre la parte macho para más trabajos de soldadura; el peligro de que la soldadura corra en el lecho del resorte es menor.

Si se emplean dos resortes debe tenerse mucha atención en la preparación del lecho de los mismos en el cuerpo de la parte macho; la amplitud de oscilación del resorte en el espacio proximal no puede ser dejada tan amplia, que cuando sólo se usa un resorte en el lado lingual o palatino; por esta razón el lecho del resorte vestibular debe ir ensanchándose hacia el espacio proximal y hacia la superficie oclusal, de modo que el resorte en un lado tenga un poco de juego en su lecho, para poder esquivar algo al deslizarse sobre la saliente. Sin embargo de nin-

guna manera, debe modificarse el piso cervical del lecho del resorte, - para que este quede apoyado ahí y encuentre un tope al ser cargado el - resorte por fuerzas de tracción sobre la parte macho.

Al decrecer la fuerza elástica, se tiene la posibilidad de reactivar al resorte y eventualmente sustituirlo; por lo que el técnico y/o C.D. -- dispone de medio sencillos para poder restituir al aditamento su per- - fecto funcionamiento.

C).- SISTEMAS TELESCOPICOS.

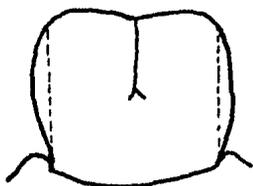
Son elementos de fijación de la prótesis, consisten de dos partes, una interna cementada sobre el muñon tallado y otra externa que inserta sobre la primera, restituyendo así la anatomía y función del diente pilar. Existen 3 tipos de coronas telescópicas:

- a).- Corona funda telescópica.
- b).- Corona tres cuartos telescópica; Indicada por JEVANORD en caninos y premolares.
- c).- Corona de banda y espiga telescópica: Indicada por KELLY en dientes tratados endodónticamente.

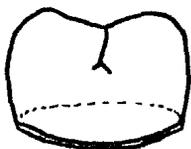
CORONA FUNDA TELESCOPICA.

Consiste en una corona doble, indicada por Frederic A. Peeso en 1916; la corona interna es de forma cilíndrica y la externa restituyendo la anatomía del diente pilar, la superficie metálica debe estar pulida al alto brillo. En la zona de molares la corona exterior se confeccionará sólo en metal (oro platinizado), en los premolares en cambio, llevará material estético por vestibular. Ver Fig. # 15.

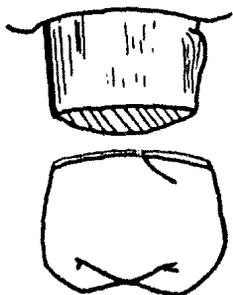
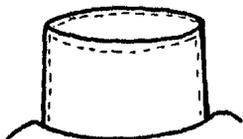
El tallado de la corona natural para la colocación de una corona funda telescópica es parecida a la forma de preparar un muñon para recibir una corona total sencilla. Se buscará un paralelismo en dirección de las caras axiales; en las caras proximales, así como en la cara triturante, se desgastará más la dentina que para las coronas totales sencillas, a fin de ganar espacio suficiente para la doble corona, debiendo conservar las condiciones fisiológicas en el espacio interdental. No debiendo entorpecer ni la oclusión ni el contacto de deslizamiento de los demás dientes; es recomendable practicar una muesca en la arista vestibulooclusal o en la palatinooclusal, para facilitar la entrada - -



DIBUJO ESQUEMATICO DE LA PREPARACION - DEL MUÑON. CORTE DE TAJADA (SLICE CUT).



LA CORONA INTERNA ESTA COLOCADA SOBRE EL MUÑON DEL DIENTE; LA CORONA EXTERNA HA SIDO LEVANTADA.



LA CORONA INTERNA PRESENTA EN LA ZONA CORRESPONDIENTE AL BORDE GINGIVAL, UN ABOMBAMIENTO SOBRE EL CUAL PASA EL BORDE INCIDIDO DE LA CORONA EXTERNA. ESTO SE REALIZA PRINCIPALMENTE EN DIENTES SUPERIORES PARA AUMENTAR LA RETENCION.

FIG. # 15.- CORONA TELESCOPICA SEGUN PEESSO, FREDERIC A.

exacta de la cápsula interna.

Sobre el modelo de trabajo, se realiza en cera la cápsula interna, teniendo en cuenta el paralelismo en dirección que se estableció previamente (guía o patrón de inserción) con los demás elementos de fijación del puente; la parte oclusal generalmente se hace plana, a continuación se cuele y se pule al máximo; después se modela en cera y se vacía la corona externa teniendo en cuenta la oclusión.

Cuando la corona telescópica se aplica en el maxilar superior, la cápsula interna se provee de un abombamiento o botón; que va a ser cubierto por el borde incidido de la corona exterior, con lo cual se le confiere una retención mejor. También se puede escotar un poco esta zona y soldar a él un pequeño gancho en oro platinizado con el fin de asegurar una máxima retención.

La inserción, así como el desalajo de la prótesis, se realizan sin dificultad o mucho esfuerzo sobre los dientes de apoyo. La corona completa telescópica y la corona telescópica de banda y espiga permiten además que los efectos de la actividad funcional sobre el diente y sus tejidos de apoyo sean positivas, por que se transmiten a lo largo del eje longitudinal del diente; sin embargo, la confección de la corona telescópica exige el tallado del diente, circunstancia que se compensa por la eliminación del peligro de aparición de caries al sellar adecuadamente el metal sobre el diente.

Teniendo en cuenta las posibilidades que ofrece la correcta aplicación de los elementos telescópicos en los distintos casos de falta de dientes, se conseguirá siempre construir una prótesis conveniente que sea del agrado del paciente. Los elementos telescópicos pueden estar en conexión rígida, elástica o articulada con el resto de la prótesis. En la confección de éstos trabajos es conveniente comenzar con la realización del elemento telescópico y luego, mediante otra impresión, --

proceder a la confección de la silla; entonces se toma la dimensión --
vertical, se registran las trayectorias oclusales y se colocan los --
dientes en la silla.

C A P I T U L O V

CONEXION DE LOS RETENEDORES CON LAS BASES.

A).- CONCEPTOS GENERALES.

La parte que apoya sobre los dientes remanentes representa la parte de fijación o retención de la prótesis parcial removible; la parte que -- apoya sobre la encía y el hueso alveolar constituye la base o silla. - Esta unión de los retenedores con las bases puede ser de cuatro formas principales:

- 1.- La conexión rígida.
- 2.- La conexión elástica.
- 3.- La conexión articulada.
 - a).- Por medio de articulaciones.
 - b).- Con aditamentos de precisión con varios grados de libertad y todas sus posibles modificaciones.
- 4.- Separación completa de las dos partes de la prótesis.

- 1.- Es aquellas en que la unión del retenedor con la base próxima forma una entidad mecánica única y toda la fuerza que ésta reciba, se transmite al diente directamente. Su uso está indicado en los casos en que existen dientes soportes a ambos lados del espacio desdentado.
- 2.- La unión elástica, consiste en un medio de transmisión de la fuerza, la cual pasa de la base a la barra donde es absorbida por ésta, pasa al retenedor y al diente, modificada y atenuada. Entre éste tipo de rompedores tenemos el gancho de acción posterior y el de barra hendida; está indicado cuando no existe diente pilar posterior al espacio desdentado, o según Kennedy, acortamiento de arcada.
- 3.- En la unión articulada, la conexión está dada por un aditamento, - uniéndose por un lado al retenedor y por el otro a la base; las -- fuerzas recibidas por las bases son amortiguadas y transformadas - al llegar a la articulación.

Las articulaciones sólo se emplean para la conexión movable de la silla con la parte de fijación del puente.

La unión entre estas dos partes tan diferentes de la Prótesis, siempre será problemática porque en cada caso influyen factores biológicos individuales sobre el tipo de conexión. De esto resulta que aún las construcciones técnica y mecánicamente más perfectas quedarán sólo como soluciones a medias.

La tarea de éstos elementos de conexión es amortiguar las fuerzas que atacan sobre la silla y distribuir las racionalmente en forma biológica sobre los dientes pilares y los tejidos de sostén, al mismo tiempo ha de ayudar a alcanzar el efecto masticatorio funcional óptimo para el caso dado; porque a la par que descarga lo más posible las encías y el hueso, transmite tanto de las fuerzas sobre los dientes remanentes, como ellos puedan soportar sin que sufran daño sus parodontos.

El campo de acción terapéutica de los elementos de unión articulada está entre los siguientes dos extremos:

1).- Descarga de la encía y carga de los dientes restantes por la silla y las fuerzas que de ellas irradian.

Resultado:

Alto valor funcional masticatorio, pero con la posibilidad de sobrecarga y lesiones del parodonto de los dientes remanentes a causa de fuerzas inclinantes y empujantes.

2).- Carga sobre la encía, descarga de los dientes remanentes.

Resultado:

Valor masticatorio funcional reducido de la prótesis (puramente mucosoportada), conservación y alivio de los dientes remanentes.

De lo anterior puede deducirse que, al construir una prótesis de extremo libre y elegir los elementos de conexión, el fin máximo del C.D. se

rá el no dañar los dientes restantes; ya que la finalidad del tratamiento protésico no es alcanzar un "maximun funcional masticatorio" -- con gran fuerza masticatoria momentánea sino, con criterio profiláctico tratar de alcanzar eventualmente sólo un "optimum funcional masticatorio" con carga puramente gingival.

Las articulaciones pueden realizar únicamente movimiento angulados, éstos son rotaciones ya sea alrededor de un eje dado, ya sea alrededor de un punto fijo. De ahí que la rotación alrededor de un eje dado significa un grado de libertad.

La rotación alrededor de otro eje más, perpendicular al primero, un segundo grado de libertad y la rotación alrededor de un tercer eje a su vez perpendicular a los otros dos un tercer grado de libertad.

Según el número de rotaciones realizables resulta la clasificación en articulaciones de uno, dos o tres grados de libertad de movimiento. -- Más movimientos no pueden ser realizados por una articulación; el prototipo de la articulación con un grado de libertad es la articulación a charnela. Según la posición del eje articular pueden realizarse rotaciones en un plano del espacio.

Hay dos tipos de articulaciones con dos grados de libertad; o están -- compuestas de dos articulaciones a charnela, o se trata de una articulación esférica, cuyo tercer grado de libertad queda anulado por impedimentos físicos.

Como ejemplo de las articulaciones compuestas a doble charnela se encuentran en la industria: el cardan y la articulación en cruz. Es -- característico para tales articulaciones compuestas a doble charnela, que los dos ejes de rotación no tienen que encontrarse en un punto, si no que pueden estar separados entre sí en el espacio.

Si los dos ejes de rotación de los dos movimientos de una articulación se cortan en un punto, entonces, se puede, según las leyes de la geometría, establecer un tercer eje en el espacio que teóricamente otorga a la articulación también el tercer grado de libertad (movimiento esférico).

Si la libertad completa de movimientos en una articulación esférica no es realizable en la práctica, esto es debido generalmente a las superficies periféricas de la articulación o a topes (articulación esférica funcionalmente reducida).

La articulación esférica es el prototipo de articulación con tres grados de libertad. Al deslizarse y girar la cabeza en la cavidad articular son posibles rotaciones en las tres direcciones del espacio y por su combinación, un sinnúmero de movimientos intermedios.

Tales articulaciones pueden tener no sólo 4, sino 5 y hasta 6 grados de libertad; sin embargo, ya debe aceptarse como una articulación oscilante. Puede realizar movimientos de deslizamiento en las tres direcciones del espacio y además posee los tres grados de libertad de una articulación esférica. La designación como articulación en sentido protésico está justificada cuando, por ejemplo, por medio de un resorte y por la construcción de la articulación existe cierta guía, que hace imposible las oscilaciones en estado de reposo.

La limitación de los movimientos de la articulación tiene su justificación protésica, cuando a pesar de todos los movimientos de la silla -- asegura una descarga de los dientes pilares, o sea, permite que la silla recorra sin impedimento su curso desde la "posición de reposo hacia su posición de trabajo", cumpliendo siempre su función de estabilización y el evitar inclinaciones.

Wild & Eisenring denominan aquellas posiciones como de salida y posición final del movimiento, de acuerdo a la cinemática.

La posición de reposo es el apoyo uniforme y sin presión de la silla - sobre la encía, mientras que la posición de trabajo es la posición final de la silla, una vez vencida la resiliencia por presión masticatoria, sobre la encía comprimida y el hueso.

Los elementos de unión entre el retenedor y la base deben permitir a la silla o base:

- 1.- Moverse desde su posición de reposo, en su parte distal, hacia la encía correspondientemente a la resiliencia de la misma; se acepta, aquí, que en el punto de unión entre la silla y el diente pilar, - aquella realiza sólo un movimiento de rotación pero ninguna translación en dirección hacia la mucosa; éste movimiento se denomina "inclinación hacia distal" o "rotación distal".
- 2.- Moverse en su totalidad; en un movimiento de paralelo-translación hacia la encía; este movimiento se denomina "translación perpendicular o movimiento de resiliencia".
- 3.- En caso de carga masticatoria, es decir en el movimiento de resiliencia en el lado de trabajo, rotar alrededor de su eje largo de balanceo, o sea en el otro lado del maxilar. Este movimiento se denomina "movimiento de rotación alrededor del eje mayor" o "movimiento de torsión"; del movimiento de rotación de la silla alrededor de su eje mayor; todos los autores están de acuerdo que esto es protésicamente desfavorable y se le debe evitar mediante barras transversales.
- 4.- Moverse en dirección transversal sobre la mucosa blanda, según la componente transversal del movimiento masticatorio. Este movimiento se denomina translación transversal.
- 5.- Moverse en dirección sagital sobre la mucosa, según la componente sagital del movimiento masticatorio. Este movimiento se llama - -

"translación sagital".

Estas 5 posibilidades de movimiento corresponden a los 5 grados de libertad, que son protéticamente útiles y en ciertos casos necesarios en una articulación.

El 6o. grado de libertad permitiría a la silla una rotación horizontal en su parte distal, alrededor del lugar de conexión entre la parte de fijación y la silla. Este movimiento, sin embargo, no es deseable y - debe ser evitado por medio de fijación transversal mediante barras palatinas o linguales.

Al hacer estas consideraciones acerca de los movimientos de la silla, se ha representado como palanca de solo un brazo, es decir que se ha colocado el centro de movimiento en el lugar de unión entre el retenedor y la silla.

Esto es adecuado, mientras el C.D. aspira a dar a la silla, por medio de la articulación, una guía y estabilización, transmitiendo así parte de las fuerzas que actúan sobre la silla a los dientes soporte.

Las cosas cambian cuando por las articulaciones que tienen mayor juego, se da a la silla más libertad de movimiento aún en su extremo mesial y la articulación sirve sólo para la fijación de la silla y para evitar la inclinación. Los movimientos de la silla entre la posición de repo so y la de trabajo, ya no tienen guía con tales elementos de conexión, o sea ya no son movimientos de una palanca de un brazo, sino de dos, - cuyo punto de rotación cambia según el punto de ataque de la fuerza -- masticatoria (Biaggi & Kantorowics). Es posible aquí que el extremo - mesial de la silla, en cierto momento se mueva en sentido contrario al de la parte distal.

Esta consideración rige para todos los movimientos con una sola excep-

ción, que aún una articulación con juego muy grande no podría ser posible: es ésta la separación de la parte mesial de la silla de la mucosa. Cualquier articulación que fija la silla con posición de reposo y la protege contra la inclinación impedirá este movimiento; además hay que considerar que tal movimiento puede realizarse únicamente cuando la silla es cargada muy hacia distal, cosa que en lo posible hay que evitar.

La silla o base de la prótesis de extremo libre, se comparó con respecto a una prótesis total; Beat Müller efectuó algunas consideraciones al respecto.

El cierre periférico se ve interrumpido en el lugar de transición desde los dientes pilares al espacio desdentado; aquí la zona marginal y la zona de carga están al mismo nivel y ese lugar crítico por sí, coincide con la zona peligrosa de toda prótesis parcial, por estar ahí la papila gingival distal del diente pilar. Si se quiere dejar esta zona libre de material y de carga, resulta que la zona de carga de la silla sobresale más allá de la zona marginal y si se considera que, justamente, la parte mesial de la silla es la más cargada funcionalmente, entonces se comprenderá la importancia del juego de fuerzas en esta zona crítica.

Por eso, al planear una prótesis parcial de extremo libre, habrá que dedicar especial atención a este punto débil.

A. Elbrech ha indicado lo que se debe tomar muy en cuenta en el planeo y preparación de una prótesis de extremo libre en la siguiente forma:

- 1.- La silla debe prepararse lo más extensamente posible, para obtener una superficie que reciba las fuerzas que actúan sobre las caras masticatorias de los dientes artificiales; proporcionalmente a la mayor superficie de la silla, se reduce la carga específica de la encía.

2.- Para disminuir los movimientos horizontales de la prótesis, se da al extremo de la silla forma de aletas que apoyan sobre la rama ascendente en la mandíbula y en el maxilar, éstos se obtiene abarcando firmemente la tuberosidad.

3.- Para evitar la fuerza inclinante sobre el diente soporte el extremo de la silla no debe ser aprovechado funcionalmente; dado que a mayor longitud del brazo de palanca aumenta el efecto de la fuerza, el efecto inclinante sobre el diente soporte es también más fuerte por una carga vertical de la prótesis en el extremo de la silla, - que cuando esta fuerza ataca cerca de los dientes propios.

Por lo tanto, la silla puede dividirse en dos partes: una anterior para carga masticatoria, o sea la funcional y una parte distal de descarga. Se llaman así, porque descarga no sólo el tejido debajo de la parte cargada, sino también, porque, descarga, la dentadura residual.

4.- Si en el extremo de la silla son necesarias superficies masticatorias, para que los antagonistas no se extruyan de sus alvéolos, la articulación entre los dos debe ser puntiforme.

5.- Para aminorar las dos formas de fuerza, la de torsión y la de inclinación, conviene hacer un rebase de la prótesis con acrílico, - pasado cierto período de adaptación del paciente.

6.- Por razones estáticas, los dientes deben ser colocados correctamente respecto a la cresta del reborde alveolar (centro de proceso inferior). y a los antagonistas, dado que se originarían fuerzas inclinantes adicionales.

7.- Lo mismo ocurrirá si el ancho del diente sobrepasa el ancho del reborde alveolar (Thielemann) de modo que una parte de las líneas de

fuerza masticatoria caen fuera del reborde alveolar.

8.- Debe estudiarse y controlarse la oclusión del paciente.

Así A. Elbrecht, en 1935 sugirió una reducción de la superficie masticatoria, de las piezas artificiales, haciendo lo más amplia posible la base que apoya sobre las encías y propuso usar en vez de los grandes y anchos molares, los premolares más chicos.

Eisenring ha expresado en una ecuación matemática esta relación sobre la superficie masticatoria y la de la base, pudiendo comprobar así esta importante exigencia.

$$X = P \times \frac{B}{K}$$

X= Presión masticatoria efectiva sobre la superficie oclusal.

P= Cargabilidad específica de las encías.

B= Magnitud de la superficie de la base sustentadora.

K= Magnitud de la superficie masticatoria.

La cifra X, es decir la presión masticatoria efectiva depende directamente de la relación entre la base B y la superficie masticatoria K; pues cuánto más grande la base y más chica la superficie masticatoria, tanto mayor será el valor funcional masticatorio de una prótesis; la cargabilidad específica de la encía P, que se obtiene cuando se llega al umbral de dolor, figura como constante en esta ecuación.

Por lo tanto el valor funcional masticatorio de una silla es determinado por la cargabilidad específica de la encía y por la presión masticatoria efectiva sobre las superficies masticatorias. Si por eso, en -- una arcada muy reducida o con muchos problemas parodontales, ya no es posible transmitir las fuerzas ante todo los verticales desde la silla hacia los dientes soporte, o sea cuando no es posible transformar la silla desde una puramente mucosoportada, a una mixta dentomucosoportada, por lo menos en su parte mesial por medio de una articulación o char

nela, entonces resulta que en tales casos la fuerza masticatoria de la prótesis sólo equivale a la cargabilidad de la encía. Esto se manifiesta al llegar al umbral de dolor de la encía comprimida por la silla. A. Elbrecht aceptó la aparición del dolor como freno de la silla, e intencionalmente quiere reducir la fuerza masticatoria para proteger así ante todo la dentadura residual contra cargas nocivas para ella. La inevitable desventaja que así se presenta por la reducción de la fuerza masticatoria, se transforma en ventaja, considerando el valor terapéutico-profiláctico que significa para los dientes remanentes.

Esto no quiere decir, que el rendimiento masticatorio que está dado por la suma de las superficies masticatorias en contacto entre sí queda disminuído, sino significa solamente que este rendimiento se basa en factores modificados de la ecuación. Pues el rendimiento masticatorio corresponde a la fórmula física, trabajo por tiempo, o aplicado a las condiciones prácticas tenemos:

FUERZA MASTICATORIA POR TIEMPO.

Esto quiere decir que el paciente con una o varias sillas mucosoportadas, posee el mismo rendimiento masticatorio que tenía antes con sus dientes naturales, sólo con la diferencia de que para el mismo trabajo ahora precisa más tiempo, debido a la reducción de la fuerza masticatoria.

Los movimientos de la silla que se desean deben, ser dirigidos y guiados consciente y cuidadosamente por las superficies articulares y de deslizamiento; por otra parte, los movimientos no deseados, deben ser impedidos o frenados por contactos o topes estratégicamente distribuidos.

La tarea de los elementos de conexión articulados son, no solamente dinámicas, en cuanto dirigen la silla en sus movimientos, sino también es táticas, en cuanto limitan y le prestan puntos de reposo, por medio de

topes.

Si se consideran los movimientos de la silla como oscilaciones de un péndulo entre su posición de reposo y trabajo; se analiza en relación a las tres distintas fases de estos movimientos, entonces tenemos lo siguiente:

- 1.- En la posición de reposo, la silla con asiento sin presión sobre la mucosa, la estabilización es tarea sólo de los elementos de conexión articulados (tarea estática). Esta posición de reposo se elige, aquella desde la cual la silla puede llegar por la vía más corta a la posición de trabajo.
- 2.- En la fase de movimientos de péndulo de la silla, entre posición de reposo y trabajo, los elementos de conexión articulados toman a su cargo la conducción de la silla por medio de superficies articulares y de deslizamiento (tarea dinámica). Esta tarea se cumple recién cuando la silla:
- 3.- En la posición de trabajo ha llegado nuevamente a un estado inmóvil, es decir, cuando la presión por la carga masticatoria y la contrapresión de la mucosa y hueso comprimidos, son iguales (Wil & Eisenring). La estabilización de la silla en la posición final del movimiento está dada exclusivamente por el equilibrio de estas fuerzas, en conexión con la congruencia de la base de la silla con la superficie de la mucosa y del hueso.

B).- ARTICULACIONES DE RESILENCIA.

CONCEPTOS GENERALES.-

En las articulaciones hoy día conocidas y probadas, encontramos los elementos que cumplen con las exigencias funcionales estáticas y dinámicas, que nos permiten encontrar soluciones casi óptimas del problema

de la prótesis de extremo libre. Pero, ni aún en estas construcciones técnicas ideales, no debemos olvidar que se trata de principios mecánicos, que han de actuar en un ambiente biológico; o sea la prótesis -- siempre queda como un cuerpo extraño, que se inserta en la boca dentro de un juego finamente equilibrado de fuerzas.

Funcionalmente, un elemento de conexión articulado debe cumplir las siguientes funciones:

a.- Desde el punto de vista estático debe proporcionar a la silla una retención suficiente sobre el reborde alveolar en posición de reposo, actuando como:

- 1).- "Ancla de tracción". (Zuganker).
- 2).- "Ancla de presión". (Druckanker).

Estos conceptos han sido formados por Beat Mueller; en donde un ancla de presión se refiere a un apoyo, que en cualquier momento puede levantarse de la base. Si este apoyo es fijado mediante una conexión articulada, se dice que un ancla de presión es transformada en un ancla de tracción y la base puede girar alrededor del apoyo, si se da a éste -- las libertades de una articulación esférica.

b.- Desde el punto de vista dinámico debe permitirse a la silla algunos o todos los siguientes movimientos y debe guiarlos eventualmente - dentro de límites determinados:

- 3).- Movimiento de inclinación distal.
- 4).- Movimiento de translación o resiliencia vertical.
- 5).- Movimiento de rotación alrededor de su eje mayor.
- 6).- Movimiento de translación transversal.
- 7).- Movimiento de translación sagital.

Esta enumeración menciona en las posiciones 1 y 2 las funciones estáti

cas, que cualquier elemento de conexión, sea articulado o no, debe cum
plir según los principios generales de la prótesis.

En posición de reposo, es decir, cuando la base de la silla se apoya -
sin presión sobre el reborde alveolar, la estabilización de la silla -
con la boca abierta debe estar asegurada en tal medida, que al actuar
fuerzas de tracción, la silla no se desprenda de la mucosa y que por -
la presión masticatoria pueda moverse por el camino más corto hacia la
posición de trabajo, sin moverse más de lo imprescindible sobre la mu-
cosa. La fijación de la silla da además al paciente cierta sensación
se seguridad, sobre todo al hablar.

Desde la posición 3 en adelante, al concederse un grado de libertad, -
el elemento de conexión adquiere más propiedades articulares que amen
tan más y más de posición a posición. Los movimientos que así realiza
la articulación están ajustados a las condiciones de los tejidos blan-
dos, por lo cual se pueden llamar a los elementos de conexión articula-
res, también articulaciones de resiliencia. A. y D. Biaggi escriben al
respecto: "Las dos propiedades de la encía, la compresibilidad y la e-
lasticidad constituyen juntas el concepto de resiliencia." Esta pala-
bra viene del inglés =resilience= o del latino resilio, lo que indica
"volver a su lugar".

Si una articulación posee libertad de movimiento correspondiente a la
posición 3 (movimiento de inclinación hacia distal), entonces es una -
articulación a charnela.

El movimiento de la posición 4 permite a la silla en su totalidad se-
guir a la resiliencia de la mucosa y de este modo resguarda a los dien-
tes pilares contra las fuerzas masticatorias verticales, mientras que
las fuerzas horizontales son transmitidas sin modificación. Este movi-
miento de translación vertical de un lado del maxilar, tiene por se-
cuela un movimiento de rotación (posición 5), alrededor del eje mayor
de la silla del otro lado; por eso una articulación que cumple con la po

sición 4, forzosamente debe cumplir también con la posición 5, si se le emplea en una prótesis de extremo libre bilateral.

Además, una articulación, que permite una translación vertical debe ser construída de tal forma, que permita una inclinación aislada hacia distal, por que la silla no baja siempre en su movimiento perfectamente paralelo a su base, para alcanzar su posición de reposo, sino que realiza a menudo una muy ligera inclinación hacia distal. Pero cualquier movimiento de inclinación que es transmitido desde la articulación a los dientes pilares, significa un daño para sus tejidos de soporte, -- siendo el más dañado el diente pilar más distal.

La gran mayoría de las articulaciones cumple con estas 5 exigencias. -- En casi todos los casos podrán emplearse las articulaciones de este -- grupo para la construcción de prótesis de extremo libre, dado que los diente pilares casi siempre son capaces de asimilar las fuerzas horizontales, si están adecuadamente distribuídas sobre los elementos de fijación. Especialmente en los casos en que se encuentran rebordes alveolares muy planos como bases para la silla y por consiguiente ella -- encuentra sólo pocas superficies verticales con la mucosa y el hueso -- para recibir las fuerzas horizontales, se aumenta considerablemente el valor funcional de la prótesis cuando se utilizan tales articulaciones.

Las posiciones 6 y 7 conceden a la articulación libertades que reducen cada vez más la transmisión de fuerzas sobre la dentadura residual y -- que por el contrario cargan más las encías. Esto resulta útil en los casos en que los dientes soporte presentan problemas parodontales. -- Aún las fuerzas horizontales pueden ser evitadas para los dientes sopORTE, porque la silla puede seguir la resiliencia de la mucosa también en sentido horizontal sin impedimento alguno; la prótesis se ha convertido completamente en una mucosoportada; el elemento de conexión articulado sirve únicamente para estabilizar la silla en la posición de reposo.

Al lado de éstas tareas que debe cumplir una articulación respecto a su

función, pueden establecerse las siguientes exigencias generales:

- 1.- El volumen y la forma externa de la articulación deben mantenerse - en tales límites, que se le pueda incorporar sin dificultades en -- una prótesis.
- 2.- Considerando el efecto estético y las relaciones de oclusión, debe existir la posibilidad de cubrir la articulación y eventualmente -- darle una superficie masticatoria.
- 3.- Desde el punto de vista higiénico, estas articulaciones no deben te ner lugares retentivos para alimentos; deben ser fácilmente higienizables y no deben irritar la lengua.
- 4.- Deben brindar la posibilidad de conectar con seguridad y exactitud la silla con la parte de fijación, sirviéndose en lo posible de medios técnicos más sencillos y siendo su confección e instalación no demasiado complicadas.
- 5.- Deben ser en lo posible separables, para poder limpiar bien los espacios libres y los orificios, cuando se hace un control del aparato después de cierto tiempo de uso. Además esto tiene la ventaja - de poder trabajar en las dos partes por separado, tanto al confec-- cionarlas, como en el caso de reparaciones posteriores o ampliaciones del aparato.

1.- LA ARTICULACION A CHARNELA SEGUN FISCHER.

La articulación a charnela es la única que puede realizar movimientos angulares y ninguna translación. La construcción de ésta articulación ofrece la posibilidad de separar la prótesis terminada y además tiene la ventaja gracias a la fabricación en serie de sus partes aisladas, de que los goznes son más exactos de lo que sería posible por medio de - alambres doblados en el laboratorio. El tope del estabilizador está - dado por las partes metálicas de la misma articulación.

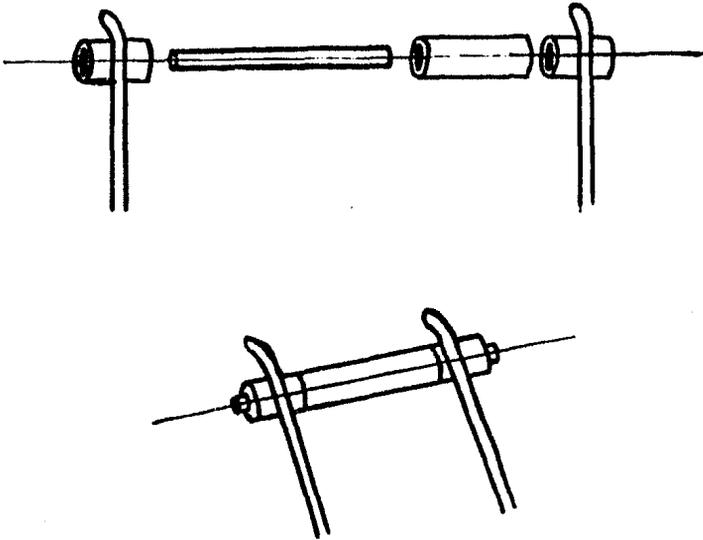
La articulación de Fischer consta de cuatro partes: Ver Fig # 16.

- a).- El tubito.
- b).- Los dos goznes.
- c).- El perno de conexión.

El tubito se suelda al cuerpo del retenedor del diente pilar por distal y forma un todo con él y el resto de la férula si se colocó. Va horizontalmente, en forma transversal al eje de la silla. Al montar la articulación, el tubito está en medio, mientras desde la izquierda y derecha se insertan los goznes en cada extremo. Los dos goznes o tubitos laterales tienen en su parte inferior dos vainas-guías que tienen el - mismo diámetro de luz que los tubitos; en su parte externa está soldado un alambre.

El brazo más largo sirve para la fijación en la silla, el más corto se usa como estabilizador con tope directo sobre la parte de fijación (metal sobre metal). A través del tubito y los goznes se desliza el perno de conexión, uniendo la articulación para su función, (ver figura - No. 16) este perno es más largo que el tubito y los goznes juntos, por lo que sobresale en ambos extremos y llega a través de la parte acrílica al exterior, de modo que puede ser empujado hacia afuera, una vez - terminada la prótesis; así la articulación siempre queda separable.

FIG. # 16.- ARTICULACION A CHARNELA SEGUN FISCHER.



De lo anterior, resulta que esta articulación puede permitir sólo un movimiento de bisagra, o sea la silla sólo puede efectuar una inclinación hacia distal, siendo imposible cualquier translación vertical en el punto de unión. Debido a la doble fijación de los goznes y al tubito rígidamente soldado es imposible también cualquier rotación y translación - en dirección sagital y transversal.

Las fuerzas horizontales, que siempre son transmitidas a los dientes soporte, cuando actúan cerca de la articulación, o sea con brazo de palanca corto, cargan menos a los dientes pilares, que cuando actúan en el - extremo distal de la silla, o sea con brazo de palanca largo. Por ende, la misma fuerza, que al atacar en dirección horizontal sobre el extremo mesial de la silla puede ser soportada en forma fisiológica por los dientes soporte, al atacar en el extremo distal puede ya ser nociva para -- los dientes.

Por eso, la parte mesial de la silla tiene funcionalmente un valor -- particularmente grande.

Biológicamente la articulación a charnela respeta y protege la zona gival crítica de transición entre el diente extremo de la arcada y la mucosa del proceso desdentado; excluyéndose cualquier carga desfavorable o nociva. En la misma medida aumenta la carga para los dientes pilares, especialmente del diente pilar extremo, por lo cual la articulación a charnela debería emplearse sólo para pequeñas sillas y extendiendo ampliamente la parte de fijación, utilizando preferentemente aditamentos de precisión.

Una silla unida con una articulación a charnela se divide funcionalmente, en una parte mesial de carga y una distal de descarga. Esta divi--sión funcional en dos mitades vale tanto para la distribución de las -- fuerzas masticatorias verticales, como también para la distribución de las fuerzas horizontales y esto coincide con el concepto de A. Elbrecht, quien considera la parte mesial de la silla como las más importantes -- para la masticación; por lo que se sugiere, en la construcción de éstas prótesis, colocar dientes sólo en la mitad mesial, mientras se deja la mitad distal como parte de descarga y dándole a ésta la extensión más amplia posible.

Esta articulación, puede emplearse unilateral o bilateralmente y se -- puede prescindir de las barras estabilizadoras linguales o palatinas , de acuerdo al caso en particular; procurando extender lo más ampliamente posible la parte de fijación.

2.- ARTICULACION DE ROTACION AXIAL O ARTICULACION Ax-Ro SEGUN STEIGER.

La articulación ha recibido su nombre de los movimientos y funciones --

que puede efectuar:

Axial: por cuanto permite compensar la translación vertical.

Rotación: por cuanto permite una inclinación hacia distal y una rotación alrededor del eje mayor de la silla del lado de balanceo.

La articulación fué creada por A. Steiger, Zurich, en el año 1924, actualmente son prefabricadas, por lo que hay mayor precisión y no se depende en este sentido de la habilidad del técnico.

La articulación consta de tres partes:

- 1.- La parte macho, una varilla plana, la cual está redondeada en sus cantos.
- 2.- La parte hembra, que es un tubito aplanado correspondientemente.
- 3.- Un tornillo.

La varilla tiene de largo 2.28 mm. y de ancho 1.08 mm, en el centro de la cara ancha, tiene un agujero con paso de rosca para recibir el tornillo.

La luz del tubito corresponde al ancho de la varilla, y está abierto en ambos extremos; está hecho de una lámina de 0.35 mm de espesor, en un lado hay una ventana ovalada, de 1 mm de ancho y 2mm de largo.

El tornillo tiene un diámetro de 1 mm y el paso de la rosca es de 0.75 mm de alto, con una cabeza del mismo tamaño y cuya altura corresponde al espesor de la pared del tubito.

Para armar la articulación se introduce la varilla en el tubito y se atornilla a través de la ventana en la varilla. (ver fig. # 17).

El juego que tiene el tornillo en la ventana corresponde a la transla-

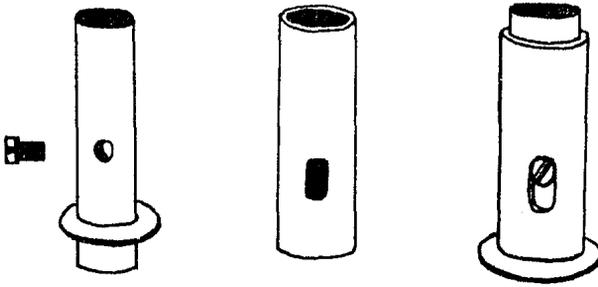


FIG. # 17.- PARTES DE LA ARTICULACION Ax-Ro SEGUN STEIGER.

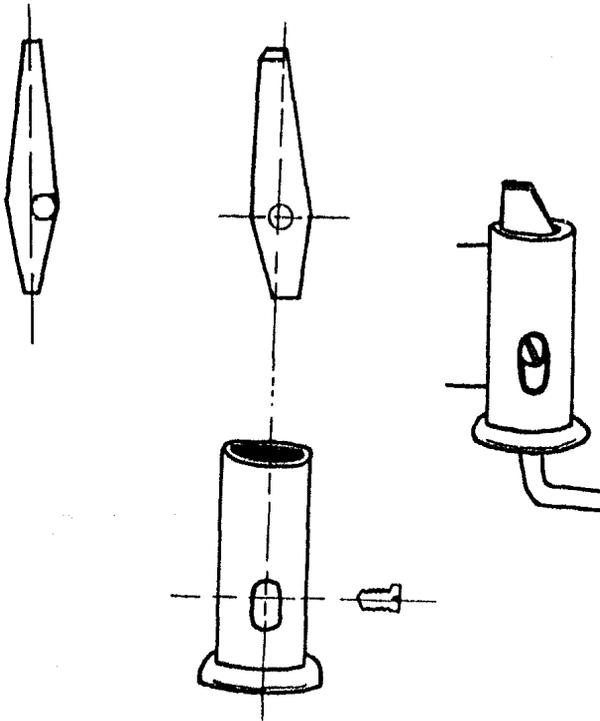


FIG. # 18.- DIBUJO ESQUEMATICO PARA EXPLICAR EL DESGASTE DE LA ARTICULACION Ax-Ro SEGUN STEIGER.

ción vertical de la silla, teniendo que concordar la altura de la ventana y con ello la libertad de movimiento del tornillo, con la resilencia individual de la mucosa. Si la resiliencia de la mucosa es muy - - grande, puede ensancharse eventualmente la ventana hacia cervical.

La articulación es tan chica que ocupa sólo poco espacio en la prótesis terminada y se le puede instalar fácilmente en distal del diente pilar extremo y mesial del primer diente de acrílico en el lado lingual o palatino; debe estar verticalmente y con su eje mayor en dirección del - eje de la silla, mirando la ventana hacia lingual.

El montaje de la articulación se hace soldando el tubito en la parte de fijación de la prótesis e introduciendo la varilla, provista en su extremo apical con una prolongación, en la silla. Hay que tener cuidado durante el proceso, que la cabeza del tornillo esté en la parte de la ventana que va hacia oclusal, para que más tarde, sobre todo en el maxilar resulte imposible el desprendimiento de la silla de la mucosa.

A causa de falta de espacio, es frecuente cortar algo el tubito; se cortará siempre en cervical para que el punto de rotación de la articulación Ax-Ro, esté lo más cerca posible del punto de apoyo del brazo de retención, con lo cual se evitan movimientos sagitales desfavorables - por el alargamiento del brazo de palanca en la articulación.

Se puede acortar tanto la parte hembra que quede sólo un puente de 0.5 mm de altura hasta la ventana. En tales casos debe reforzarse la abertura cervical de la parte hembra mediante un anillo, que ya viene con la articulación cuando se le compra.

Dado que la articulación en el estado como viene de la fábrica puede - realizar sólo un movimiento de deslizamiento debido al paralelismo de sus paredes, pero no tiene propiedades para poder realizar los movimientos de rotación necesarios, deben hacerse desgastes individuales de -- acuerdo al caso en particular una vez terminada la prótesis. Estos des

gastes deben hacerse con especial esmero, para que el juego exacto de la articulación no se convierta en movimientos oscilantes indefinidos y ante todo, para no alterar el tope para el estabilizador; las bases para el desgaste son mostradas en la figura # 18.

El desgaste se hace únicamente en la parte macho; para la rotación alrededor del eje largo, se desgasta la cara ancha de la varilla, dándole forma de cuña doble, roma, cuyo diámetro mayor está a la altura del tornillo. De esto resulta un movimiento de rotación, que puede efectuarse hacia ambos lados.

El movimiento de inclinación hacia distal debe ser posible, sin embargo, sólo en una dirección, de modo que la silla con su extremo distal, pueda hundirse en la mucosa, mientras que el movimiento contrario debe ser impedido por el tope del estabilizador. El desgaste se realiza, - en la cara más angosta de la varilla sólo en mesial y cervical, es decir debajo del tornillo en forma diagonal y en la misma forma distal - hacia oclusal, encima del tornillo.

La parte mesial de la cara angosta en oclusal del tornillo y la parte distal de la cara angosta de la varilla en cervical del tornillo, actúan como estabilizador y no deben ser desgastadas de ninguna manera. Los desgastes deben hacerse en el consultorio, para poder controlarlos continuamente. Steiger aconseja no terminar completamente la preparación de la articulación en la primera sesión, sino dejar llevar la -- prótesis mientras tanto algunos días. Por el uso de la prótesis se - marcan los puntos que estorban y entonces se les puede desgastar cuidadosamente, sin tener que sacrificar demasiada substancia de las superficies articulares, lo que perjudicaría el juego exacto de la articulación.

Con estos desgastes individuales, finamente graduados en el paciente,

pueden compensarse eventuales trabas que se originan cuando hay conectores contralaterales entre las articulaciones.

La articulación Ax-Ro de Steiger es la única articulación a resiliencia, en la cual es reconocible objetivamente y por consiguiente medible la resorción del reborde alveolar y con ello la necesidad de un rebase, - dado que se puede notar cualquier alteración por la posición de la cabeza del tornillo dentro de la ventana ovalada.

Las articulaciones Ax-Ro pueden ser utilizadas únicamente con estabilización contralateral de las sillas por medio de barras, por razones de - estática. En los casos de prótesis de extremo libre bilaterales se emplean dos articulaciones para conectar las sillas con las partes de fijación; en caso de prótesis de extremo libre unilateral, se usa una articulación Ax-Ro como articulación de resiliencia y otra articulación Ro como articulación de balanceo.

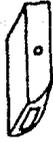
3.- LA ARTICULACION DE BEAT-MUELLER (BMB).

La articulación BMB se fabrica en dos formas para el empleo en pares - que se relacionan entre sí como una imagen y su reflejo; se compone de tres partes: Ver Fig. # 19.

- a).- Un tubo cuadrangular.
- b).- Un gancho cuadrangular.
- c).- Un resorte anular.

El tubito cuadrangular debe soldarse con su boca dirigida hacia cervical en posición vertical a la parte de fijación de la prótesis.

El gancho cuadrangular va soldado verticalmente a la silla, con su extremo curvado hacia la boca del tubito.



TUBO CUADRAN-
GULAR.



GANCHO CUA-
DRANGULAR.



PERNO DE
FIJACION.

a).- PARTES CONSTITUYENTES DE LA ARTICULACION.



POSICION DE REPOSO.



MOVIMIENTO DE ROTACION.



MOVIMIENTO DE DESLIZAMIENTO.



MOVIMIENTO DE ROTACION Y DESLIZAMIENTO.

b).- ESQUEMA DE MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACION.

FIG. # 19.- ARTICULACION DE BEAT-MUELLER
(BMB).

El resorte anular que se introduce horizontalmente en las dos partes - descritas anteriormente, establece la unidad de la articulación.

El tubito es de forma rectangular, un borde longitudinal de la abertura rectangular del tubo está especialmente redondeado para facilitar - la introducción del gancho cuadrangular. La parte maciza del tubo - - cuadrangular está perforada directamente por debajo del fondo del tubo, de uno a otro de los lados menores, para recibir el extremo corto del resorte anular.

El gancho cuadrangular está constituido por una varilla plana, cuyo ex tremo curvado se adapta sin juego lateral en el tubo cuadrangular. De la cara posterior del gancho sale una prolongación que sirve para fijar el gancho dentro de la silla; en el ángulo entre el gancho y la -- prolongación se encuentran un tubo transversal, con una ranura en que se aloja el extremo largo del resorte anular.

El resorte anular consta de una parte media anular y dos extremos rectos de distinta longitud. El más largo = perno de fijación= se adapta exactamente en el tubo transversal del gancho y en la perforación de - la silla, que es prolongación de aquel tubo; el extremo más corto entra con un poco de juego en el conducto transversal del tubito cuadr angular.

La fijación del resorte anular es aumentada en la prótesis terminada, por un lecho preparado en la cara lingual o palatina, respectivamente de la silla y por una perforación en la misma, que forma una continua ción del conducto transversal del gancho.

Como medios de fijación para sillas de extremo libre las articulaciones BMB tienen las siguientes funciones:

- a).- Estabilización de la silla (función de soporte).
- b).- Guía de la silla (función conductora).

c).- Descarga del reborde alveolar (función aliviadora).

Esta articulación tiene la tarea de apoyar la silla de extremo libre para que quede en posición estable sobre su base de sustentación; tiene que guiar la silla que tiende a esquivar durante la masticación, para que recorra por la vía más corta, evitando cualquier movimiento de inclinación desfavorable, el camino entre la posición de reposo sobre la mucosa y la posición de resistencia sobre mucosa comprimida. Tiene que recibir una parte de la presión masticatoria, para descargar los tejidos en la región de transición entre diente pilar y reborde alveolar desdentado.

a).- Función de Soporte: Para esta función contribuyen en partes iguales el tubito cuadrangular y el gancho cuadrangular; el resorte anular no tiene parte en esto. El gancho que embona en el tubito impide cualquier translación horizontal, constituyendo así el ancla de tracción. El tope del tubito cuadrangular constituye el ancla de presión; que está en el maxilar por debajo del ancla de tracción y en la mandíbula por encima del mismo.

b).- Función Conductora: En la conducción de la silla participan las tres partes de la articulación; el gancho introducido en el tubito cuadrangular puede efectuar una rotación poco o nada influenciada por el resorte, alrededor de un eje horizontal, mas o menos a la altura del extremo corto del resorte y además puede realizar un deslizamiento, considerablemente amortiguado por el resorte, a lo largo de un eje vertical y finalmente puede realizar los dos movimientos representados en la fig. # 19b.

c).- Función de Descarga: La descarga de la delicada región de transición entre el diente pilar y el reborde alveolar desdentado es tarea exclusiva del resorte. El gancho cuadrangular, y con él, el extremo mesial de la silla no sólo están enganchados en el tubito

cuadrangular, sino que descansan al mismo tiempo sobre el resorte anular; esta actúa por eso, como suspensión elástica para el extremo mesial de la silla, recibiendo una parte de la carga de la silla, correspondientemente a su fuerza elástica.

La tolerancia articular: un espacio cuidadosamente calculado entre el tubito y gancho junto con el resorte, hace superfluo el montaje paralelo de las dos articulaciones en forma de imagen y su reflejo, en los casos bilaterales. Las dos articulaciones se montan sobre los rebordes alveolares ligeramente convergentes, según las 2 líneas verticales. - Si estas están muy convergentes, es suficiente desgastar algo el lado angosto lingual y respectivamente palatino, para asegurar un juego suficiente a la articulación; eventuales retoques de este espacio pueden hacerse en la prótesis completamente terminada.

Para adaptar las articulaciones a la altura mayor o menor de los dientes a colocar, se fabrica la parte maciza del tubito cuadrangular y el gancho en forma extra larga. Las articulaciones pueden ser recortadas hasta una altura de .5 mm sobre el agujero transversal del tubito, sin que pierdan algo de su precisión.

La articulación BMB ofrece a la silla la posibilidad para la inclinación hacia distal y para la translación vertical; la rotación alrededor del eje largo es posible sólo en muy reducida amplitud, pero se puede aumentar según las exigencias del caso, desgastando en forma cónica las caras laterales del gancho cuadrangular; la translación sagital es imposible en la posición de reposo y sólo es factible después de la inclinación, cuando el gancho que está oblicuamente en posición de reposo, llega a estar verticalmente en el tubito.

En esta posición, la articulación transmite todas las fuerzas horizontales que atacan la silla a la dentadura residual, mientras que las fuerzas verticales son transmitidas en forma regular (dosificada); por el juego exacto de la articulación, los movimientos de la silla son --

guiados con gran exactitud.

El resorte influye de distintas maneras sobre cada uno de los movimientos desplegando la acción más fuerte en la translación vertical de la silla, quedando especialmente protegida aquella zona delicada de transición de los dientes pilares al borde alveolar desdentado.

La fuerza de tensión del resorte en esta fase del movimiento según Beat Müller de casi 1.1 a 1.2 Kg, al hacer una translación de 0.5 mm; opina que tal fuerza elástica, al ser cargada con un Kg sólo permite una - - translación por 0.5 mm, es lo mínimo indispensable para que la mucosa sea descargada efectivamente y para aprovechar los dos tejidos de soporte (Schröder), para soportar compensatoriamente las fuerzas masticatorias.

Si ya no es deseable, ni está justificada la transmisión de fuerzas horizontales a los dientes pilares, entonces puede darse a la articulación más juego sagital y también transversal, desgastando las caras laterales del gancho y acortando el frente del mismo.

Estas articulaciones por razones de estática, no pueden ser empleadas sin estabilización contralateral de las sillas por medio de barras; -- cuando la prótesis de extremo libre es bilateral, las articulaciones BMB gemelas sirven para la conexión de las sillas con la parte de fijación; cuando es unilateral se coloca una articulación de resiliencia y otra "cerradura" BMB como articulación de balanceo, para conectar la silla con la parte de fijación.

4.- ARTICULACION DE BIAGGI.

Esta articulación fué creada con la idea de proteger a los dientes pilares contra las fuerzas que actúan sobre la silla. Por lo que debería permitir a la silla todos los movimientos protésicamente permisibles y sin embargo, asegurar una estabilización suficiente de la silla en la posición de reposo.

La articulación de Biaggi se ha dicho que es la única que da a los - -
dientes pilares la máxima protección, su indicación principal es en ar
cadas muy reducidas o con problemas parodontales.

La articulación consta de 4 partes: (fig # 20).

- a).- El cilindro con el cono grande.
- b).- El respaldo con el cono chico.
- c).- El resorte espiral.
- d).- El tornillo.

El cilindro tiene 5 mm de largo y uno de sus extremos es cónico, mien-
tras que el otro extremo tiene en su interior un paso de rosca, para -
recibir un tornillo; en un costado hay una ranura, que llega hasta la
punta del extremo cónico.

La segunda parte es el respaldo, que lleva un apéndice cuyo extremo --
tiene forma cónica; sus medidas son tales que no puede salirse por la
ranura.

Perpendicularmente a la base del cono hay un perno guía, que lleva el
resorte en espiral, que constituye la tercera parte. La cuarta parte
es el tornillo que cierra el cilindro en su parte superior.

El tornillo tiene en su superficie un canal para el desarmador y en su
extremo inferior un hueco en el cual cabe el resorte en espiral.

Para colocar la articulación se introduce el cono chico desde arriba -
en el cilindro hueco, deslizándose el brazo de unión en la ranura hacia
abajo, hasta que el pequeño cono asiente exactamente en el fondo del ex
tremo cónico del cilindro; se coloca sobre el perno guía, al resorte y
se cierra el cilindro con el tornillo, el resorte está ya ligeramente
presionado en la posición de reposo de la articulación. El respaldo -

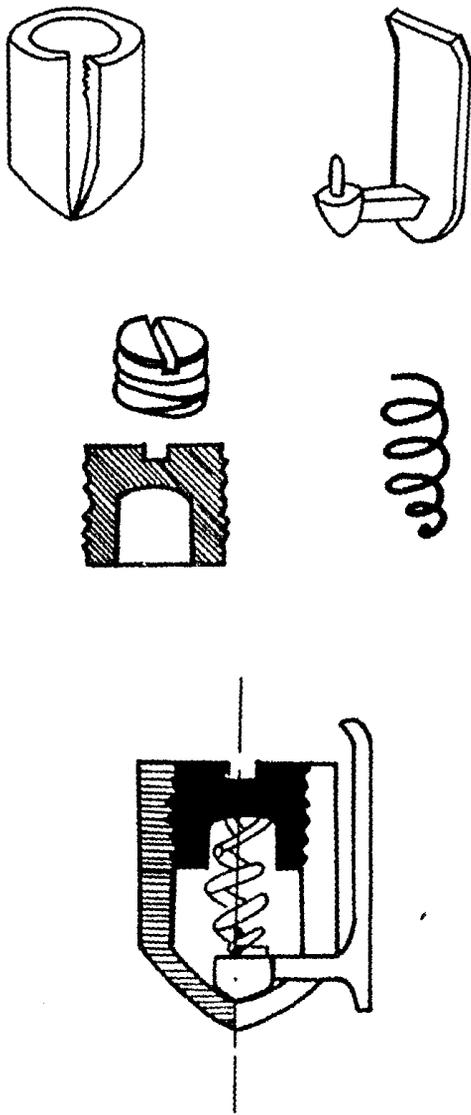


FIG. # 20.- PARTES CONSTITUYENTES DE LA ARTICULACION DE BIAGGI.

tiene contacto íntimo en su borde superior con la superficie del cilindro, actuando como tope o estabilizador.

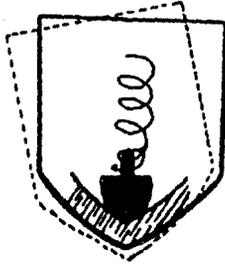
El respaldo de la articulación es soldado a la parte de fijación de la prótesis; el cilindro con su apéndice es fijado a la silla; al colocar la articulación hay que cuidar que en posición de reposo el cilindro y el respaldo estén en contacto entre sí, por que sólo así está asegurada su función estabilizadora. Es imprescindible que durante todo el proceso de montaje, la articulación quede bloqueada. Esto se logra, retirando el resorte de la articulación y en su lugar se coloca un tubo de Ortodoncia; con esto se fija el pequeño cono en el cilindro, para que no se pueda mover.

Cuando se suelta el tornillo, la articulación se vuelve nuevamente separable; funcionalmente, se trata de la articulación con el mayor grado de libertad de movimiento; Ver Fig. # 21, su juego permite a la silla movimientos de translación y rotación, que son posibles también -- cuando se usa la articulación bilateralmente.

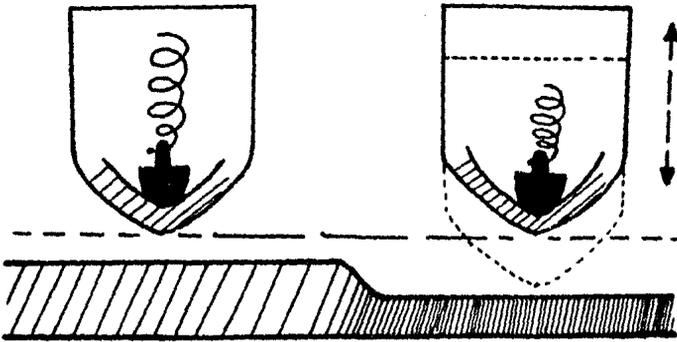
En la posición de reposo, el pequeño cono es fijado en la punta del cilindro por el resorte.

Desde esta posición es posible:

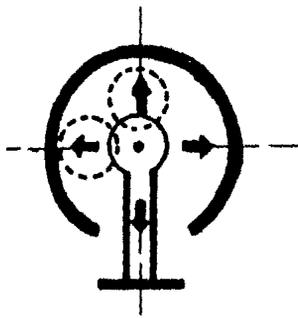
- a).- Por un lado, una inclinación de la silla hacia distal y una rotación alrededor del eje largo de la silla de balanceo.
- b).- Por otro lado, una translación vertical.
- c).- Cuando la translación vertical libera el cono pequeño de su fijación en la punta del cilindro, da a la articulación mayores libertades: su juego es justamente tan grande como es la libertad de movimiento del cono pequeño dentro del cilindro de modo que la silla bajo carga masticatoria y comprimida la mucosa sobre el tejido óseo, encuentra su nueva posición de reposo, en posición de --



ROTACION COMO INCLINACION.



TRANSLACION VERTICAL.



HABIENDOSE LIBERADO EL PEQUEÑO COMO EN AL CILINDRO, PUEDEN REALIZARSE TRANSLACIONES EN DIRECCION SAGITAL Y HORIZONTAL.

FIG. # 21.- MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACION DE BIAGGI.

trabajo, antes de que el cono llegue al contacto o tope en su cilindro. Por lo que los movimientos horizontales de la silla son amortiguados por las superficies verticales del reborde alveolar y no por las partes de la articulación que no aguantarían tales cargas.

Cuando se usa la articulación bilateralmente, no existe el peligro de que se traben mutuamente los movimientos, aún cuando convergan mucho - los ejes de las sillas; gracias a la gran movilidad de la articulación, es posible compensar divergencias de hasta 70 grados, sin dificultad. No pueden utilizarse sin estabilización contralateral por medio de una barra, por razones de estática.

La colocación de resortes tiene como objeto, además de la descarga de la papila distal; transformar en forma ideal la carga masticatoria en una carga de repulsión, dado que al abrir la boca después del acto mas ticatorio, la articulación por la acción del resorte, trabaja de tal modo que la misma y con ella la silla vuelven automáticamente a la posición de reposos, o sea se anula en seguida la carga de presión de la silla sobre la mucosa. De este modo, ya no es necesario que la misma mucosa por su elasticidad y por la presión del reflujo sanguíneo deba presionar la silla nuevamente a su posición de reposo; por el contrario, la sangre circula sin encontrar resistencia por la carga de la si lla, produciendo una hiperemia reactiva.

Con esto nos parece posible, descargar al hueso alveolar, protegiéndolo contra la tensión permanente, producto de la presión ejercida en la silla y los dientes artificiales y por ende de una atrofia alveolar. Al aumentar la fuerza del resorte será mayor la descarga del reborde - alveolar, pero será también mayor la carga para los dientes pilares.

Estas consideraciones teóricas se pueden verificar mediante las radiografías control, en la medida que permite este medio de diagnóstico. En donde buscaremos algún daño al proceso alveolar, por la carga fisiológica ejercida sobre él; frecuentemente se advierte un engrosamiento de

la cortical y un ordenamiento de las trabéculas óseas según la carga funcional. Esto se realiza comparando las radiografías preoperatorias y las que se tomen después de terminar el tratamiento o pasado algún tiempo.

Las proyecciones serán de acuerdo al caso (ortorradial) o con las modificaciones pertinentes (mesio o distorradial) y tratando además que la segunda exposición sea perpendicular a la primera; para observar la zona en dos posiciones diferentes, complementarias una de la otra.

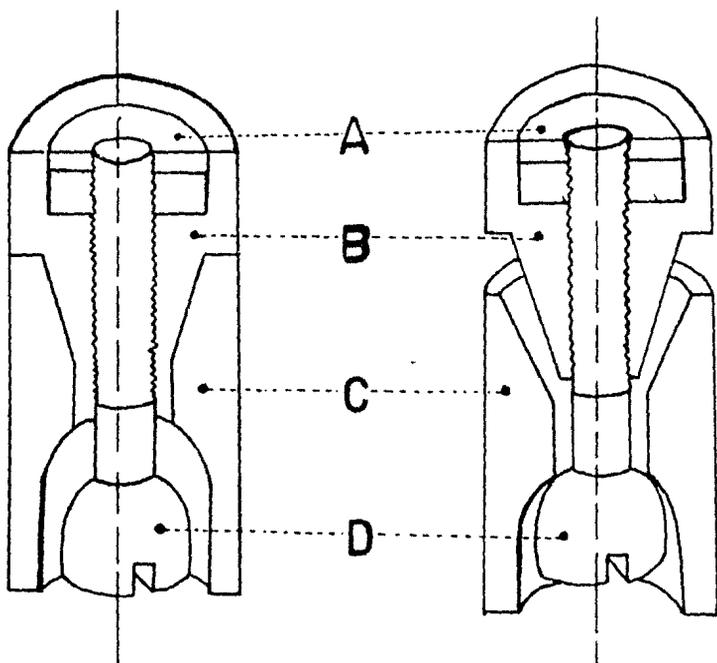
5.- ARTICULACION CM O ARTICULACION DE GODINAT.

Esta articulación es producida por "Cendres et Moteaus S. A. en Biel." Consta de cuatro partes perfectamente ajustadas entre sí. Ver Fig. # 22.

El cilindro grande (A), su apéndice es fijado a la silla, la parte superior (B) es soldada rígidamente con la parte de fijación. La parte superior con el tornillo (C) y la tuerca (D) forman una unidad funcional.

Colocada en una prótesis de extremo libre, el borde de la parte superior la tuerca y en el centro el extremo inferior del tornillo, quedan al descubierto en la superficie oclusal del primer diente artificial, mientras que la cabeza del tornillo debe ser accesible desde la base. Resulta de esto, que la articulación debe ajustarse a las condiciones propias del caso; por ello se le fabrica en tres tamaños: 5.4, 6.6 y 7.1 mm de longitud.

La articulación CM es separable, primero debe retirarse la tuerca de seguridad que está puesta según el principio del tornillo doble; entonces se puede sacar el tornillo, gracias a estos tornillos es posible --



- A = TUERCA.
- B = PARTE SUPERIOR, VA AL RETENEDOR.
- C = CILINDRO GRANDE, VA A LA BASE.
- D = TORNILLO.

POSICION DE REPOSO, CONO
Y CILINDRO EN CONTACTO -
INTIMO.

DESPUES DE UNA TRANSLACION VER-
TICAL, EL CILINDRO FIJADO EN LA
SILLA CON SU CONO, SE HA SEPARA-
DO DE LA PARTE SUPERIOR: AHORA
LA ARTICULACION TIENE LIBERTAD
DE MOVIMIENTOS.

FIG. # 22.- ARTICULACION C. M.

ajustar la articulación a la resiliencia de la mucosa; o sea se permi
rá un mayor o menor juego según cada caso.

Durante su funcionamiento, el juego de la articulación se realiza mo--
viéndose hacia abajo el cilindro (A), separándose de la parte superior
con su cono (V) =translación vertical=. Entonces hay más juego para -
la articulación, para efectuar movimientos de translación sagital y --
transversal y para rotaciones. Ver Fig. No. 22.

Según la construcción de la articulación, teóricamente no es posible -
una inclinación hacia distal desde la posición de reposo; después de -
un cierto movimiento de resiliencia, se libera aquel movimiento más y -
más. Debe haber este bloqueo, dado que la articulación debe ser para
la silla en posición de reposo como tope o estabilizador.

La articulación ya tiene en la posición de reposo un poco de juego, --
gracias a la mayor luz del cilindro (A), en relación con la cabeza mu-
cho más pequeña del tornillo (B). Esta diferencia es necesaria para -
el juego libre de la articulación después del movimiento de resiliencia,
pero permite al tornillo hacer pequeños movimientos ya en la posición
de reposo. Al construir prótesis de extremo libre bilaterales CM es -
aconsejable como lo ha indicado A. Steiger, ampliar la base de sustenta-
ción como estabilizador en forma de aletas accesorias hacia mesial más
allá de la línea de unión de las dos articulaciones.

El montaje de la articulación se hace a la inversa, atornillándose la
tuerca (D) como última para impedir que el tornillo (C) se mueva de su
posición individual.

Las articulaciones CM, por razones de estática no pueden ser usadas sin
una estabilización contralateral de las sillas por medio de una barra.
En su movilidad corresponde a la articulación de Biaggi, pero le falta
el tope o estabilizador exacto y la acción favorable del resorte.

6.- LA ARTICULACION DE FREY.

Mientras que las articulaciones anteriores, pueden ser montadas después de terminar la parte de fijación, siendo soldadas a ésta; la articulación de frey, por su sencillez, ofrece la posibilidad de preparar todo en el procedimiento del colado de una pieza, junto con la parte de fijación.

La articulación consta de tres partes. Ver Fig. # 23.

- a).- La parte macho en forma de "T"
- b).- La parte hembra en forma de "U". Las dos son fabricadas en serie, en moldes de material plástico para colados, en tamaños perfectamente ajustados entre sí.
- c).- El perno de conexión.

Las partes macho y hembra tienen agujeros, exactamente ajustados entre sí, para que la articulación tenga una guía correcta durante la función. Es conveniente preparar estos agujeros en los moldes de plástico, para lograrlo, se ensambla la parte macho en la parte hembra hasta su ajuste perfecto; con una fresa redonda de un 1 mm de diámetro, se perfora el molde en el centro y algo hacia oclusal. Se separan las dos partes y con una fresa de fisura se amplía el agujero en la parte macho, o sea en la pieza en "T", dándole forma ovalada hacia cervical, mientras que los orificios en las dos paredes de la parte hembra en "U", se dejan así.

Preparado así el molde de material plástico, o sea la parte macho, se le fija a la parte de retención (fijación) modelado en cera, estando en posición vertical, correspondiente a la dirección del eje de la silla. La parte hembra se vacía aparte.

El material plástico de los moldes se quema durante el precalentamiento

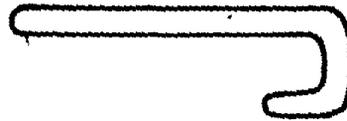
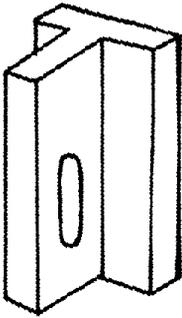
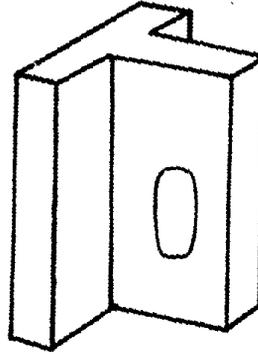
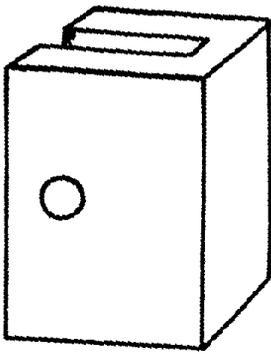


FIG. # 23. - ARTICULACION DE FREY, COMO MOLDE DE MATERIAL PLASTICO CON LAS FORMAS DE T Y U Y EL PERNO DE CONEXION.

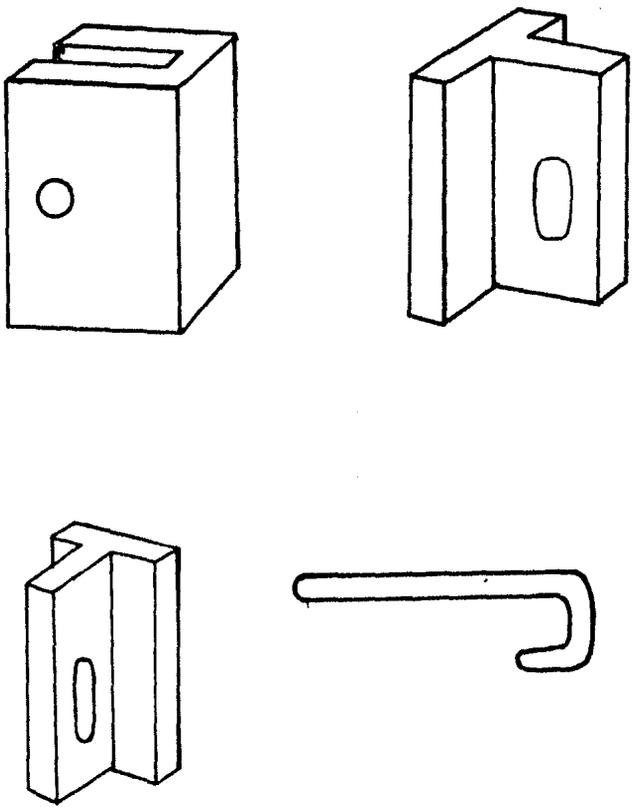


FIG. # 23. - ARTICULACION DE FREY, COMO MOLDE DE MATERIAL PLASTICO CON LAS FORMAS DE T Y U Y EL PERNO DE CONEXION.

to o desencerado, igual que la cera sin dejar residuos. Con un solo colado, se obtiene la parte de fijación junto con la parte macho en una pieza y también la parte hembra, pero con un perno aparte; este perno de la parte en "U" sirve más tarde para fijarla en la silla. Una vez preparadas así las dos partes separables de la articulación se les une por medio del perno de conexión.

El perno de conexión se hace con un alambre redondo de 1 mm de diámetro, doblándolo en forma de "U". El brazo más largo sirve para unir la articulación, el brazo más corto sirve de retención en el acrílico. En la prótesis terminada el brazo mayor se desliza a través de los orificios y sus prolongaciones en el acrílico a ambos lados de la articulación, de modo que pueda ser retirado fácilmente en cualquier momento; el brazo más chico queda hundido en un lecho preparado en el lado lingual o palatino, respectivamente. Ver Fig. No. 24.

Cuando se completa la articulación, ya terminada la prótesis y se une por medio del perno de conexión para su función hay sólo una libertad de movimientos, o sea la transiación vertical, gracias al agujero ovalado en la parte macho y al ajuste exacto de las dos partes hembra y macho; entonces el perno de conexión, en posición de reposo, toca con el extremo oclusal del agujero ovalado, desde esta posición se mueve hacia la mucosa. De esto resulta que el largo del agujero ovalado debe ser ajustado individualmente al grado de la resiliencia de la mucosa.

Para dar a la articulación libertad, para movimientos de inclinación hacia distal y de rotación alrededor del eje mayor, deben desgastarse las partes hembra y macho, en forma semejante a la articulación Ax-Ro de Steiger; estos desgastes deben realizarse con mucho cuidado (checando en la boca del paciente), para no dar demasiados movimientos a la articulación; pero sobre todo para no alterar el tope estabilizador de la articulación.

El desgaste para el movimiento de inclinación se efectúa simultáneamen-

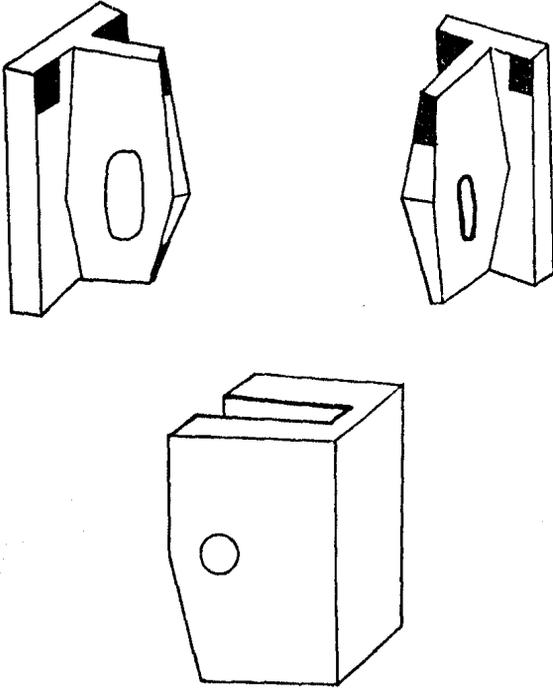


FIG. # 25.- DIBUJO ESQUEMATICO PARA EXPLICAR EL DESGASTE Y TAMBIEN EL AJUSTE DE LA ARTICULACION DE FREY.

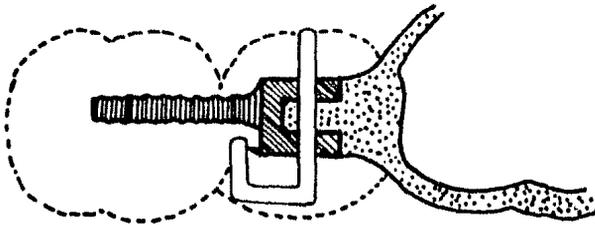


FIG. # 24.- DIBUJO ESQUEMATICO EN CORTE HORIZONTAL. POSICION DEL - PERNO DE CONEXION EN LA PROTESIS Y CON RESPECTO A LAS PARTES DE LA ARTICULACION.

te en la parte macho y hembra en sus frentes, el desgaste se efectúa - hacia cervical de la perforación; el desgaste para la rotación alrededor del eje mayor se hace únicamente en la parte macho. La parte en forma de "T" se prepara como una cuña doble, cuyo diámetro más grande está a la altura de los agujeros (alrededor de éstos no debe tocarse nada para no perjudicar la guía exacta y para impedir un juego en sentido horizontal-transversal.)

Las zonas del frente de las partes macho y hembra que están hacia oclusal de los agujeros deben ser tratadas con el mayor cuidado, dado que sirven, junto con el tope del perno de conexión, como tope para estabilización y fijación de la silla (ver fig. # 25).

Las articulaciones de Frey, no pueden ser empleadas sin estabilización contralateral por medio de barras; en caso de prótesis de extremo libre bilateral, dos articulaciones sirven para unir la parte de fijación con la silla. En caso de gran convergencia de los ejes de las sillas, puede ocurrir que las articulaciones se estorben mutuamente en sus movimientos; entonces hay que realizar desgastes adicionales en la prótesis terminada, de ésta forma sólo se pueden compensar divergencias de hasta 10 grados, se deben colocar las articulaciones de tal forma que, sin considerar el recorrido de las sillas, queden paralelas entre sí, o no se usarán articulaciones de Frey, ya que habrá que sacrificar más metal, con lo cual peligraría su estabilidad.

La articulación puede ser tan pequeña que se coloca debajo de un frente de acrílico, con lo cual se le protege al mismo tiempo contra la retención de alimentos.

En su función, la articulación de Frey, trabaja con exactitud semejante a la Ax-Ro de Steiger y por su estructura externa puede comparársela con uno de los aditamentos de precisión con varias libertades de movi-

mientos.

Esta articulación es menos favorable que la de Steiger, porque es más grande y porque requiere más espacio libre para sus movimientos. Además al ser usada en par, permite sólo divergencias de los ejes no mayores de 10 grados y es la única articulación, que se puede fabricar con el procedimiento de los colados de una sola pieza, por lo que se le puede preparar no sólo de metales nobles como el oro platinizado, sino también con otras aleaciones semipreciosas o no preciosas; según las posibilidades del paciente.

TIPO DE ARTICULACION	RELACIONES ESTATICAS En posición de reposo como:		FUNCIONES DINAMICAS Libertades de movimiento.				
	ANCLA DE TRACCION	ANCLA DE PRESION.	Inclinación hacia distal.	Traslación vertical.	Rotación alrededor del eje mayor.	Traslación sagital.	Traslación transversal.
FISCHER	D	A	E	B	B	B	B
Ax-Ro.	A	A	<i>después del ajuste por desgaste</i> A	E	<i>después del ajuste por desgaste</i> A	B	B
B.M.B.	A	A	A	<i>resorte fuerte</i> E	A	C	B
BIAGGI.	A	A	A	<i>resorte débil</i> E	D	D	D
C.M.	A	C	A	E	D	A	A
FREY.	A	A	<i>después del ajuste por desgaste</i> A	E	<i>después del ajuste por desgaste</i> A	B	B

A.- LA ARTICULACION CUMPLE LA FUNCION.
 B.- LA ARTICULACION NO CUMPLE LA FUNCION.
 C.- LA ARTICULACION CUMPLE LA FUNCION SOLO CONDICIONALMENTE.
 D.- LA ARTICULACION TIENE MAS LIBERTADES DE MOVIMIENTO.
 E.- MOVIMIENTO PRINCIPAL DE LA ARTICULACION.

FIG. # 26 ANALISIS DE LA FUNCION DE LAS ARTICULACIONES.

** Estos conceptos han sido formados por Beat Mueller.

C).- ARTICULACIONES DE BALANCEO.

Conceptos generales.- De las conexiones articuladas; las articulaciones a resiliencia, en las prótesis de extremo libre bilaterales se colocan iguales en ambos lados y en prótesis unilaterales, cuando condicionada por su gran movilidad, sólo puede asumir la función de un "ancla de tracción" y por el tope estabilizador, sólo la función de un "ancla de presión" (ver pag. # 137); es necesaria la estabilización contralateral de la silla por medio de una barra que termina en una "articulación de balanceo".

Esta articulación de balanceo, actúa entonces como segunda "ancla de tracción" para la estabilización de la silla y tiene la tarea de conectar el extremo de la barra lingual o palatina, respectivamente, con la parte de fijación del otro lado, en tal forma que por una parte no se estorben o limiten los movimientos de la silla que ésta tiene gracias a la articulación de resiliencia y por otra parte no cargue desfavorablemente o dañe los dientes pilares por los movimientos de la silla. Por lo tanto debe ser una conexión articulada, para no anular las ventajas que proporciona la separabilidad reversible de la parte de fijación, de la parte de la silla.

Condición previa, desde luego para colocar una articulación de balanceo, es la extensión suficientemente amplia de la parte de fijación hacia el otro lado del maxilar.

Las libertades de movimiento, que posee una articulación de balanceo, para cumplir con su tarea, deben concordar funcionalmente con las libertades que ofrece la articulación de resiliencia a la silla en el otro lado. De ahí que también las articulaciones de balanceo se diferencian entre sí por el número de libertades y se les debe elegir cuidadosamente al diseñar una prótesis de extremo libre unilateral.

Por estas razones, es imprescindible considerar los movimientos de la articulación de balanceo en dependencia directa con la articulación de resiliencia que se empleará en cada caso en particular.

Como hemos visto, los movimientos de la articulación de balanceo deben ser coordinados cuidadosamente con los movimientos de la silla, como silla de trabajo; o sea deben ajustarse a las libertades de la articulación de resiliencia. Mientras que en la prótesis de extremo libre unilateral, la selección de la articulación de resiliencia es determinada -- por las condiciones anatómicas y biológicas de los maxilares y del aparato estomatognático en general; la elección de la articulación de balanceo puede hacerse en dependencia directa de la articulación de resiliencia; una combinación libre entre articulaciones de resiliencia y == las de balanceo no es posible así nada más.

Hay que evitar combinar una articulación de resiliencia que concede a la silla de trabajo cuatro libertades, con una articulación de balanceo que posee sólo dos libertades. Por tales combinaciones inapropiadas quedarán forzados o limitados en dos grados de libertad y se transmitirán fuerzas de inclinación y de empuje desfavorables a los dientes pilares.

Es muy factible combinar una articulación de resiliencia que permite a la silla sólo dos libertades con una articulación de balanceo, que posee cuatro libertades, gracias a la conducción exacta de la silla por la articulación de resiliencia sólo quedarían sin aprovechar dos libertades de la articulación de balanceo, sin que esto estorbe en alguna --- forma.

Para simplificar la elección de la articulación de balanceo apropiada, hemos intentado representar gráficamente, con un esquema, las indicaciones de la articulación de balanceo en coordinación con las articulaciones de resiliencia (ver fig. # 27). En esta tabla se ve en el lado izquierdo los cuatro movimientos de la silla de trabajo y encima del esquema de puntos las cuatro articulaciones de resiliencia, que se han considerado los prototipos.

MOVIMIENTO DE LA SILLA DE EXTREMO LIBRE COMO SILLA DE TRABAJO.		AL EMPLEAR ARTICULACIONES A RESILIENCIA (PROTOTIPOS).				EXIGE EL CORRESPONDIENTE MOVIMIENTO EN LA ARTICULACION DE BALANCEO.	
en forma de: ↓	FISCHER	Ax-Ro	B.M.B.	BIAGGI.	↓	en forma de:	
Inclinación hacia distal.	○	○	○	○		Rotación alrededor del eje trans <u>versal</u> .	
Translación vertical.	□	○	○	○		Rotación alrededor del eje sagital	
Translación sagital.	□	□	△	○		Rotación alrededor del eje verti <u>cal</u> .	
Translación transversal.	□	□	□	○		Translación transversal.	
○ MOVIMIENTO POSIBLE	NO HACE FALTA UNA ARTICULACION DE BALANCEO.	ARTICULACION Ro.	CERRADURA B.M.B.	APOYO DE BARRA.	↓ INDICACION DE LAS ← ARTICULACIONES DE BALANCEO.		
□ MOVIMIENTO IMPOSIBLE.		Como articulación esférica incompleta con dos grados de libertad.	Como articulación esférica con 3 grados de libertad.	Como articulación esférica más una libertad de translación = 4 grados de libertad.			
△ MOVIMIENTO POSIBLE EN FORMA REDUCIDA.							

FIG. # 27.- INDICACIONES DE LA ARTICULACION DE BALANCEO CON LAS ARTICULACIONES DE RESILIENCIA.

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

- 1.- El conocimiento de las estructuras y funcionamiento del aparato es tomognático, debe ser el común denominador para todas las ramas de la Odontología.
- 2.- La Prótesis de Precisión se basa en principios mecánicos que, han de actuar en un ambiente biológico y siempre queda como cuerpo extraño que se inserta en la boca, dentro de un juego de fuerzas finamente equilibrado. Así contribuye a la salud periodontal, evitando la migración dentaria, restableciendo la eficacia masticatoria y estimulando el hueso basal.
- 3.- Los tejidos de soporte son factibles de adaptarse a la acción de una Prótesis, cualquiera que sea, puesto que es el ligamento periodontal, el que desarrolla una función importantísima; por la cantidad de cargas que recibe para equilibrar el sistema, reaccionando con momentos iguales y de sentido contrario.
- 4.- Al preparar los dientes pilares, es de suma importancia conservar un paralelismo en dirección entre ellos para tener una guía única de inserción, para todo el trabajo. Esto se determina previamente en los modelos de estudio, así la inserción exacta de la Prótesis de Precisión es por deslizamiento en una sola dirección.
- 5.- Las restauraciones individuales y los aditamentos de precisión, deberán ser siempre en oro platinizado (tipo IV); por las múltiples características que presenta, se considera el material ideal para preservar la estructura dentaria en forma permanente.
- 6.- Cualquier fuerza que se desarrolle sobre el tramo de una Prótesis de Precisión, ya sea vertical u oblicua a la normal, que actúa sobre un plano inclinado, puede descomponerse en una fuerza vertical flectora del tramo y otra horizontal que actúa sobre los pilares. Esto en base al paralelogramo de las fuerzas.

- 7.- Así, independientemente de la técnica de fabricación y el material empleado en su confección, nunca un tramo del aparato dentoprotésico, puede considerarse absolutamente rígido, ya que todos los materiales tienen su módulo de elasticidad.
- 8.- La acción de las fuerzas que actúan sobre el tramo del aparato dentoprotésico, se transmiten a los dientes pilares por medio de los retenedores que soportan el esfuerzo.
- 9.- La unión de la parte hembra y la parte macho del aparato dentoprotésico, se considera un "empotramiento", así cada extremo del tramo está unido a su retenedor en forma casi rígida; cualquier deformación posible por efecto de las fuerzas aplicadas (carga actuante), será transmitida a los dientes pilares que tenderán a ocupar otra posición.
- 10.- Se debe incluir el mayor número posible de dientes en el apoyo de la Prótesis de Precisión, tratando de unirlos en un bloque de resistencia, tanto como éstos lo permitan para que la movilidad de la Prótesis durante la masticación se reduzca al mínimo: de tal forma que los tejidos se vean sometidos a la acción funcional lo más uniformemente posible.
- 11.- La aplicación clínica de los aditamentos de precisión, requiere -- una técnica muy minuciosa que da como resultado, un excelente medio de retención gracias a su estructura multiangulada, por lo cual, existen más de dos planos de deslizamiento activo en contacto entre la parte hembra y la parte macho. Además, al utilizar aditamentos de precisión se obtiene un resultado estético máximo con un -- trabajo de éstas características, en el paciente parcialmente desdentado, siendo ésta la principal indicación para su uso.
- 12.- La elección de un aditamento de precisión, no deberá hacerse únicamente en base al espacio disponible, sino al tipo del mismo, que in

dica su capacidad retentiva dada por la amplitud y profundidad del mismo; ya que la retención se pierde después de que ambas porciones entran en íntimo contacto.

- 13.- Al realizar un deslizamiento o vaivén dentro de un recorrido predeterminado es posible colocar o retirar el aparato dentoprotésico de la boca. Así, el uso de fuerzas de tracción determinadas deberá ser semejante para todos los aditamentos, ya que si son excesivas o desiguales, habrá dificultades tanto para el operador como para el paciente, para colocar y retirar la Prótesis, produciendo demasiadas tensiones en la parte fija de la rehabilitación.
- 14.- Si al retirar la Prótesis se hace en una dirección diferente (forzada), habrá una aplicación de cargas nocivas a los dientes pilares; se producirá un momento negativo al retirar la parte móvil que, ocasionará un mayor desgaste de los aditamentos.
- 15.- Teniendo en cuenta las posibilidades que ofrece la aplicación de los sistemas telescópicos en los diversos casos, se conseguirá construir una Prótesis que sea del agrado del paciente.
- 16.- Los aditamentos de precisión diseñados de acuerdo a cada caso en particular (Steiger), junto con las coronas telescópicas, permiten que los efectos de la actividad funcional sobre los dientes pilares sean positivos, porque se transmiten a lo largo del eje longitudinal del diente.
- 17.- Al unir el retenedor con la base de una Prótesis de extremo libre (Kennedy), debemos buscar una modificación en la transmisión de la fuerza, para no lesionar a los dientes pilares por medio de una conexión articulada.
- 18.- Con la articulación se intenta dar a la silla una guía y estabili-

zación; transmitiendo parte de las fuerzas que actúan sobre la silla a los dientes pilares; ya que la papila gingival distal del diente pilar es el punto débil de la Prótesis, porque la parte mesial de la silla es la más cargada funcionalmente.

- 19.- La tarea de los elementos de conexión articulados, son no solamente dinámicas, en cuanto dirigen la silla en sus movimientos, sino también estáticas, en cuanto limitan y le dan puntos de reposo -- por medio de topes.

- 20.- Estas conexiones articuladas permiten el tratamiento y alargamiento de la arcada dentaria acortada (Kennedy), de modo tan favorable, que se cumpla el postulado de Schröder: "que las partes del organismo que están en contacto con la materia inorgánica, tengan la posibilidad de una autorregulación y una adaptación a las nuevas cargas, en forma fisiológica".

- 21.- El paciente con una o varias sillas, posee el rendimiento masticatorio que tenía antes con sus dientes naturales, sólo con la diferencia de que para efectuar el mismo trabajo necesita más tiempo, debido a la reducción de la fuerza masticatoria. De ésta forma con el tratamiento protésico no se busca alcanzar el máximo de funcionalidad, con una gran capacidad masticatoria momentánea o temporal, sino con criterio profiláctico tratar de alcanzar eventualmente sólo un punto óptimo de funcionalidad.

- 22.- De ninguna manera se ha agotado el tema, ni ha sido esa mi intención, ya que sería prácticamente imposible; intenté mostrar el resultado de los trabajos serios y científicos de 25 años en las escuelas Odontológicas de dos continentes, quedando para los investigadores suizos el privilegio de crear por medio de la Mecánica, -- elementos de construcción de máxima precisión y finura, ajustándose individualmente al juego de las fuerzas del aparato estomatognático.

23.- Por último, ésta exposición fué limitada a un análisis exclusivamente teórico, con la finalidad de introducir al lector en el tema de la Prótesis de Precisión, por lo que me consideraré ampliamente satisfecho si contribuye de alguna manera a resolver algunos de los muchos problemas que plantea la Odontología Integral y enfocar mejor la atención al paciente, sugiriendo algo diferente; a pesar de que para muchos, juventud sea sinónimo de inexperiencia, es algo que no siempre representa ignorancia. Asimismo, no hay que pasar por alto el apoyo y orientación de los mayores que nos impulsan a seguir el camino que nos llevará a metas u objetivos superiores.

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

- 1.- Angeles M.F., Navarro B.E., "Swing Lock", QUINTAESENCIA EN ESPAÑOL, Vol 4: 3-19, Abril 1982.
- 2.- Antos E.W., Renner R.P., Foerth D., "The swing lock partial dentures: an alternative approach to conventional removable partial - denture service", THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY, Vol - 40: 257 - 263, September 1980.
- 3.- Bhuhn C., Partsch C., LA ESCUELA ODONTOLOGICA ALEMANA, Tomo III, - - "Prótesis Odontológica", Editorial Labor, Tercera Edición, - 1940, México. Pags: 608 - 612, 778 - 844.
- 4.- Biaggi A., Elbrecht H.J., PROTESIS ARTICULADA Y SUS INDICACIONES, - Editorial Mundi, 1a. Edición, 1955, Buenos Aires. Pags. 11 - 181.
- 5.- Camani A.L., EL APARATO DENTARIO Y LA MECANICA, Editores Ediar Soc. Anon, 1a. Edición, 1952, Buenos Aires. Pags: 5-295.
- 6.- Durante A.C., DICCIONARIO ODONTOLOGICO, Editorial Mundi, 2a. Edición, 1964, Buenos Aires.
- 7.- Frechete A.R. "The influence of partial denture desing on distribution of force to abutment teeth", THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY, Vol. 6: 234 -244, March. 1956.
- 8.- Friedenthal M., DICCIONARIO ODONTOLOGICO, Editorial Panamericana, 1a. Edición, 1981, Buenos Aires.
- 9.- Glickman I., PERIODONTOLOGIA CLINICA, Editorial Interamericana, 4a. - Edición, 1972, México, Pags: 6 - 54, 243 - 251, 356 -383, 872 - 935.

- 10.- Gordon T. "Telescope reconstruction an approach to oral rehabilitation", THE JOURNAL OF THE AMERICAN DENTAL ASSOCIATION, - Vol 72: 95 - 105, January 1966.
- 11.- Gottlieb V., PROTESIS DE CORONAS Y PUENTES, Tomo II, Editorial Mundi, 2a. Edición, 1960, Buenos Aires, Pags: 96 - 104, 122 - 131, 360 -392.
- 12.- Grant D.A., Stern I.B., Everett F. G., PERIODONCIA DE ORBAN, Editorial Interamericana, 4a. Edición, 1972, México. Pags: -- 6 - 54, 243 -251, 356 - 383, 872 -935.
- 13.- Ham A.W., TRATADO DE HISTOLOGIA, Editorial Interamericana, 6a. Edición, 1970, México, Pags: 655 - 670.
- 14.- Häupl K., Ulrich C. F., TRATADO GENERAL DE ODONTOESTOMATOLOGIA, Tomo IV, "Protética Odontológica", Editorial Alhambra, 1a. Edición, 1959, Madrid. Pags: 281 - 316, 361 - 393, 407 - 421, 744 - 747, 769 -773, 800 - 814.
- 15.- Jacobson T.E. "Rotational Path removable partial denturesdesing",- THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY, Vol 48; 370 - 376, October 1982.
- 16.- Leland Le Gro. A., LA PROTESIS DENTAL EN PORCELANA, Editorial Labor, 2a. Edición, 1934, Barcelona. Pags: 12-62, 191-261.
- 17.- McCall J.O., Stanley S.W., CLINICAL DENTAL ROENTGENOLOGY, W.B. Saunder's Company, Third Edition, 1952, Philadelphia & London. Pags: 14 - 104.
- 18.- Mihail F. D., Curti A., Guidí D, "Estudio comparativo de algunos materiales dentales restaurativos", QUINTA ESENCIA EN ESPAÑOL,

Vol 4: 279 - 283, Abril 1982.

- 19.- Mjör I.A., Pindborg J.J., HISTOLOGIA DEL DIENTE HUMANO, Editorial - Labor, 1a. Edición, 1973, México, Pags: 117 - 153.
- 20.- Myers G.E., PROTESIS DE CORONAS Y PUENTES, Editorial Labor, 2a. Edición, 1971, México. Pags: 14-21, 89-106.
- 21.- Neurohr F.G. PARTIAL DENTURES A SYSTEM OF FUNCIONAL RESTORATION, -- Lea & Febiger, 1939, Philadelphia U.S.A. Pags: 21-33, 65 -99.
- 22.- Peeso F.A., CORONAS Y PUENTES ODONTOLOGICOS, Editorial Pubul, 2a. - Edición, 1932, Barcelona. Pags: 13-15, 85-92, 94-141, 297 -388.
- 23.- Peyton A.F., MATERIALES DENTALES RESTAURADORES, Editorial Mundi, 1a. Edición, 1971, Buenos Aires. Pags: 8 - 108, 241 - 295, - 462 - 495.
- 24.- Phillips R.W., LA CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES DE SKINNER, _ Editorial Interamericana, 7a. Edición, 1978, México, Pags: 8-46, 323-337.
- 25.- Preiskel H. W., ATACHES DE PRECISION EN ODONTOLOGIA, Editorial Mundi, 1a. Edición, 1977, Buenos Aires. Pags: 1-111, 171-176.
- 26.- Prichard J., Feder M., "A modern adaptation of the telescopic principle in periodontal prosthesis", THE JOURNAL OF PERIODONTOLOGY, Vol 33: 360 - 364 October 1962.
- 27.- Schinz H. R., Baensch W.E., Friedl E., Uehlinger E., RONTGENDIAGNOSTICO, Tomo I, Editorial Salvat, 5a. Edición, 1953, México. Pags: 11-64.

- 28.- Schluger S., Youdelis R.A., ENFERMEDAD PERIODONTAL, Editorial Continental, 2a. Edición, 1982, México, Pags: 40-67, 634-687.
- 29.- Schwarz W.D., "Retención de los aditamentos de precisión protésicos", QUINTAESENCIA EN ESPAÑOL, Vol 4: 315 - 322, Abril - 1981.
- 30.- Schweikert E. O. "Aplicación del sistema de anclaje Ceka, para la retención de sobredentaduras", QUINTAESENCIA EN ESPAÑOL, - Vol 5: 413 - 418, Mayo 1981.
- 31.- Schweikert E.O. "Elaboración de un trabajo protésico con aditamentos Ceka", QUINTAESENCIA EN ESPAÑOL, Vol 5: 399 - 406, Mayo - 1981.
- 32.- Steiger A.A., Boitel R. H., PRECISION WORK FOR PARTIAL DENTURES. - Buchdruckerei Berichthaus Zurich, 1959, Zwitterland. Pags: 5 - 69.
- 33.- Tylman S. C., PROTESIS DE CORONAS Y PUENTES, Editorial Uteha, 3a. - Edición, 1956, México, Pags: 130 - 179, 219 -239, 629 - 658, 772 - 787.
- 34.- Ward L. M. THE AMERICAN TEXTBOOK OF OPERATIVE DENTISTRY, Lea & Febiger, Sevent Edition, 1940, Philadelphia U. S. A. Pags: 537 629.

A P E N D I C E .

Este trabajo reúne los principios de los ataches y elementos articulados de conexión, empleando unidades como ejemplo (prototipos). El lector evaluará los méritos relativos de las unidades comercializadas y su aplicación a la rehabilitación de la boca de su paciente.

Los diseños cambian de tiempo en tiempo, pero los principios difícilmente varían. La siguiente lista es incompleta y se ofrece como guía para el lector interesado en ampliar, aplicar y corroborar dicha información respecto al tema

PRINCIPALES FABRICANTES DE ATACHES (PRECISION ATTACHMENTS) EN EL MUNDO.

American Precision Metals Inc.
1801 Murchison Drive.
Burlingame, California, USA.

Ancorvis.
Galleria del Oro 3,
Bologna, Italia.

Ceka p.v.b.a.
2100 Deurne, Bélgica.

Cendres et Metaux, S. A.
Rue de Bojean 122.
Biel-Bienne 2501, Suiza.

Degussa.
Geschäftsbereich Dental.
6 Frankfurt (Main), Alemania.

J.F. Jelenko & Co. Inc.
170 Petersville Road.
New Rochelle, New York 10801, USA.

Cav. G. Lipparini.
Piazza Calderini 2/2.
Bologna, Italia.

Luxene Products.
5101 South Keller Avenue.
Chicago. Illinois 60632, EEUU.

Metaux Precieux, S.A.
Avenue du Vignoble 2
Neuchatel, Suiza.

The J.M. Ney Co.
Maplewood Avenue.
Bloombfield, Connecticut 06002, EEUU.

Precision Attachments Ltd.
1114 Hillside Road.
West Vancouver 237, B.C. Canadá.

Stern Dental Co. Ltd.
320 Washington Street.
Mt. Vernon, New York, 10553, EEUU.

Usine Genevoise de Degrossisage D'Or
Place Volontaires 4.
Geneva, Suiza.

Whaledent INC.
304 Ashland Place.
Booklyn, New York, EEUU.

*** LA INFORMACION SE PUEDE SOLICITAR POR CORREO O TELEX.