

NFN=52361

7477

TOLE  
1989  
805000

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA  
ESCUELA DE ODONTOLOGIA  
CATEDRA DE PROTESIS FIJA  
CATEDRA VALPARAISO



**TERMINACION CERVICAL EN HOMBRO REOBTURADO,  
TECNICAS MAS ESTETICAS PARA METAL-CERAMICA**

SEMINARIO DE TESIS PARA OPTAR  
AL TITULO DE CIRUJANO DENTISTA

**PROFESOR GUIA:**

DR. PEDRO MALDONADO CORTES  
PROF. ADJUNTO  
CATEDRA DE PROTESIS FIJA

**ALUMNOS:**

JOSE ESTEBAN OYARCE DEMUR  
MARIA ELENA VALDIVIA ROZAS

A nuestros padres que nos entregaron el apoyo y la fuerza para saltar los obstáculos más altos y lograr el difícil objetivo de ser un poco mejores.

I.  
II  
III

Agradecemos, sinceramente, la valiosa cooperación e interés a nuestro profesor guía Dr. Pedro Maldonado, ya que supo, en todo momento, encaminar nuestras dudas, permitiendo llevar a buen término este seminario.

## I N D I C E

	<u>PAGINA</u>
I. INTRODUCCION	5
II. OBJETIVOS	6
III. MARCO TEORICO	7
1. Terminaciones cervicales para coronas.	7
2. Generalidades sobre Aleaciones Metálicas para cerámica fundida sobre metal.	15
2.1. Aleaciones preciosas	15
2.1.1. Propiedades físicas, químicas y mecánicas de las aleaciones preciosas	16
2.2. Aleaciones de Metales no Nobles	18
2.2.1. Propiedades físicas y mecánicas de las Aleaciones de metales no Nobles.	19
2.2.2. Manipulación de las aleaciones en el laboratorio	21
2.3. Selección de la aleación para el colado	22
3. Generalidades sobre cerámicas Dentales.	24
3.1. Composición de la cerámica	24
3.2. Obtención de la frita	25
3.3. Manipulación de la cerámica	25
3.4. Estados de cocción de la cerámica	27
3.5. Propiedades físicas y mecánicas de la cerámica	28

4. Sub-estructura metálica de soporte de la cerámica.	30
4.1. Análisis numérico de la Estructura triangular.	33
4.2. Análisis de la estructura triangular con distintos ángulos de tallado cervical.	36
4.3. La estructura triangular y su área de soporte.	43
4.4. Area de soporte marginal con metal expuesto.	44
4.5. Requisitos morfológicos para la sub-estructura de metal en una preparación dentaria.	47
5. Fundamentos teóricos sobre terminaciones cervicales cóncavos para coronas metal - cerámica.	49
5.1. Principios algebraicos para terminaciones cervicales cóncavas.	49
5.2. Efectos de la contracción de solidificación del metal en el ajuste del colado.	51
6. Descripción de la preparación de un Hombro cóncavo para coronas metal cerámica.	52
7. Aspectos periodontales de las restauraciones de cerámica.	59
7.1. Irritación marginal en los margenes de las restauraciones.	60

7.2.	Efectos morfológicos sobre el periodo.	61
7.3.	La salud periodontal como determinante de la estética.	62
7.4.	Ubicación del margen.	63
7.5.	Aspectos periodontales en la confección de provisionales.	64
7.6.	Cuidados post-restauración.	65
7.7.	Consideraciones periodontales y estéticas en la preparación con hombro cóncavo.	65
IV.	ETAPA EXPERIMENTAL.	68
1.	Listado de materiales e instrumental rotatorio.	68
2.	Experiencia in vitro.	69
3.	Casos clínicos.	73
V.	DISCUSION.	86
1.	Casos clínicos.	86
2.	Pruebas in vitro.	89
VI.	CONCLUSIONES.	93
VII.	BIBLIOGRAFIA.	94

\*\*\*\*\*

## I. INTRODUCCION

Las restauraciones dentales unicamente pueden sobrevivir en el medio ambiente biológico de la cavidad oral, si sus márgenes están perfectamente adaptados a la línea de terminación del tallado.

La configuración de la línea de terminación dicta la forma y el grueso de metal del margen de la restauración.

El desarrollo de las técnicas, la evolución de los materiales, la aparición de los nuevos enfoques de la odontología hace que el paciente exija nuevos y mejores espectativas de tratamiento. Es así como en las últimas décadas ha tomado gran importancia la significación estética de los tratamientos, de esto deriva la preocupación del odontólogo actual, por satisfacer la necesidad de la odontología moderna.

Se propone así, en el presente estudio, un nuevo diseño de terminación cervical para coronas metal cerámica, aplicando una serie de principios de tallado y conceptos físico mecánicos sobre la rehabilitación protésica fija. Los resultados, por cierto, van dirigidos a solucionar las problemáticas que han ido apareciendo con la evolución de la odontología.

## II. OBJETIVOS

### 1. Objetivo General:

Diseñar una terminación cervical para coronas metal cerámica, analizando resultados estéticos, de ajuste y dificultades de la técnica.

### 2. Objetivos Específicos:

- 2.1. Diseñar una terminación cervical en hombro cóncavo para corona metal cerámica.
- 2.2. Analizar dificultades de la técnica para la obtención de la terminación cervical.
- 2.3. Analizar ajuste del colado en preparaciones in vitro.
- 2.4. Evaluar resultados estéticos en coronas in vivo.

III. MARCO TEORICO

## 1.- Terminaciones cervicales para coronas metal-cerámica:

## Diseños Tradicionales:

Existen 3 requerimientos para que los márgenes de una restauración sean exitosos:

- 1) Buen ajuste con mínimo de cemento.
- 2) Resistencia a las fuerzas de masticación.
- 3) Terminaciones o acabado de la preparación donde el dentista pueda inspeccionar y el paciente pueda efectuar limpieza.

Una propiedad de las restauraciones, que implica ajustar a los límites, es esencial para disminuir la filtración de los márgenes.

Históricamente los biseles han sido usados como invento para compensar la contracción de solidificación de los metales, en el momento de la fabricación de las restauraciones coladas. Aunque los márgenes en metal se hagan con ángulos agudos que mejoran el ajuste, siempre una restauración cementada con varios micrones de separación entre diente y metal llevarán al fracaso dicho tratamiento.

Existen aleaciones metálicas, como la de oro, por ejemplo, que otorga terminaciones muy finas y con gran ajuste al tallado cavitario, pero incluso en los colados con mejor ajuste general, existirá una discrepancia entre el margen de la preparación y el de la restauración.

Si a la discrepancia en el ajuste se le llama  $D$  (Fig. 1), que es la distancia que media entre el colado y el muñón dentario; a la distancia entre el margen del colado y el del tallado se le puede llamar  $d$ . Ahora bien,  $d$  está relacionado con  $D$  en función del valor del ángulo  $\alpha$ , de tal modo que  $d = D \sin \alpha$ . De otra forma se puede determinar por  $d = D \cos p$ ; siendo  $p$  el ángulo que representa el borde cavo superficial, en consecuencia, obtuso.

ANGULO	SENO
$0^\circ$	0
$30^\circ$	500
$45^\circ$	707
$60^\circ$	866
$90^\circ$	1000

TABLA 1.

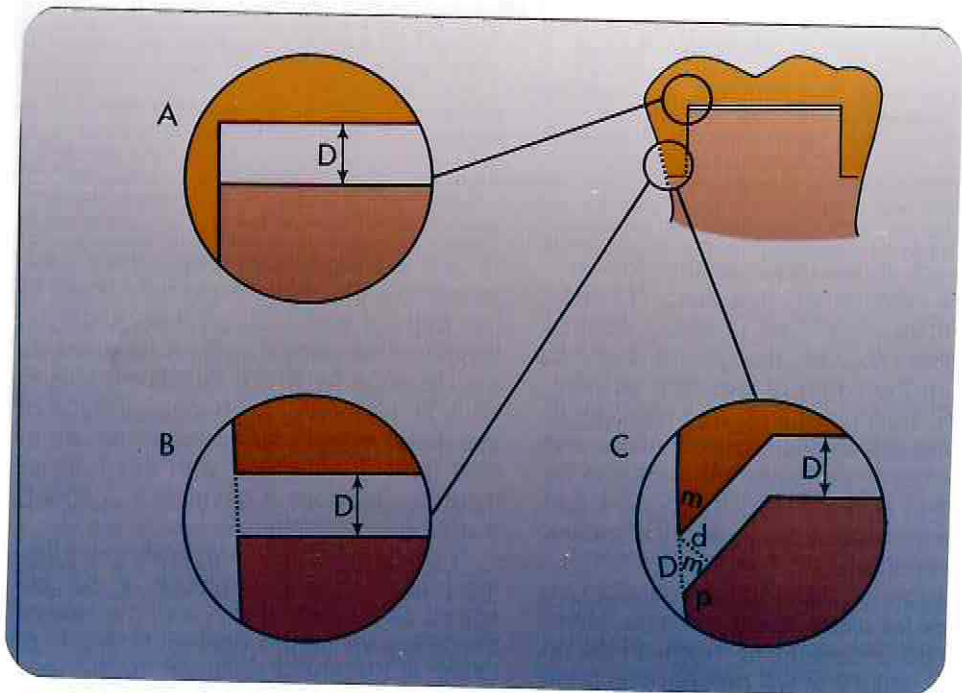


FIG. 1: Cuando el ángulo del borde ( $\alpha$ ) se acerca a  $0^\circ$ , la distancia entre el borde y el diente ( $d$ ) se acerca a 0 (teoría de ROSNER).

Cuando el valor de  $\alpha$  disminuye, igualmente el seno de  $\alpha$  es menor y por lo tanto  $d$  se hace más pequeña (Tabla 1).

Cuanto más agudo el angulo del margen más pequeña será la distancia entre el margen de la restauración y el diente. Fig. 2). Si el angulo agudo se da en oro, aparte de su superioridad geométrica puede ser bruñido para mejorar su adaptación.

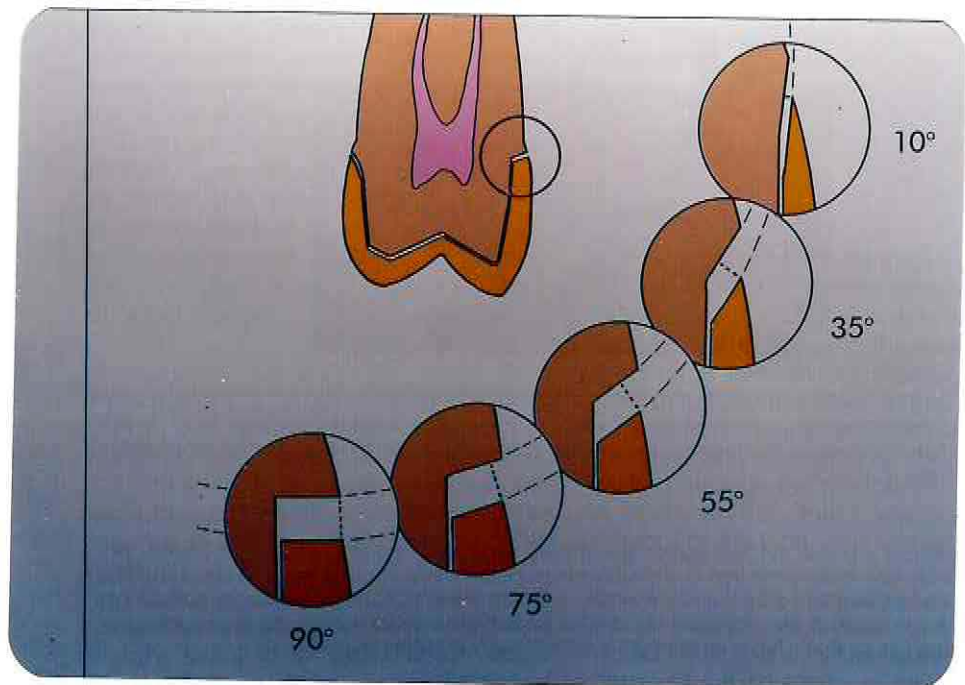


Fig. 2. Cuanto más agudo es el margen más pequeño será "d".

No obstante debe tenerse cuidado en no hacer un ángulo demasiado agudo, pues un patrón de cera con un margen largo, delgado y no soportado, tenderá a sufrir distorsiones al retirarlo del troquel y durante la puesta en revestimiento.

El margen óptimo para un colado es un ángulo agudo con un considerable grueso de metal muy próximo y, por otra parte, el peor tipo de margen que se puede emplear en un colado es el de junta a tope, que es el que se forma en un tallado con hombro.

a) Chafilán o "Chamfer".

Es la línea de terminación cervical preferente para coronas metálicas.

Esta línea de terminación es la que produce menos sobre esfuerzos, de tal modo que el cemento subyacente será probablemente el que tendrá menos fallas.

La forma de tallarlo es con una fresa diamantada larga de punta cónica, al mismo tiempo que se reducen las caras axiales con el lado del mismo instrumento.

El borde de la restauración metálica que se asienta en un chafilán curvo combina un canto agudo con un grueso apreciable de metal. Debe cuidarse en no tallar un "Chamfer" demasiado profundo ya que el ángulo exterior se acercaría a los  $90^{\circ}$  y se habría formado una junta a tope. (Fig. 3)

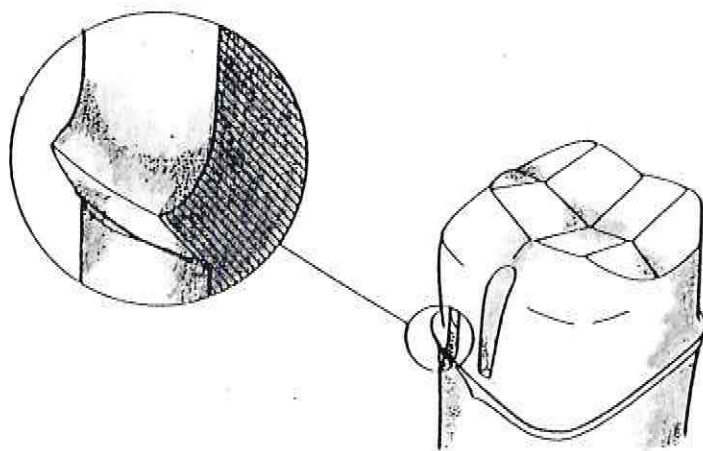


FIG. 3.

b) Hombro o Escalón:

Es la línea de terminación de elección para la corona Jacket de porcelana. La ancha repisa proporciona resistencia frente a las fuerzas oclusales y minimiza los sobreesfuerzos que pudieran conducir a la fractura de la porcelana.

El hombro no es una buena línea de terminación para restauraciones coladas de metal debido al escaso ajuste diente - restauración que se obtiene. Ya se ha demostrado que es la configuración de la línea de terminación que refleja todos los errores en el ajuste de la corona sin mejorarlas en nada (teoría  $d = \text{sen } \alpha \cdot D$ ). (Fig. 4)

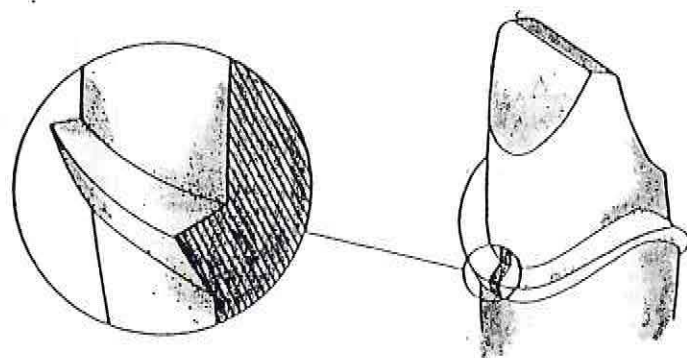


FIG. d.

c) Hombro con Bisel o Bisel:

El bisel es una forma modificada de hombro.

La respisa formada por el tallado no da a lugar a un ángulo de  $90^\circ$  entre la superficie exterior del diente y la zona tallada. En ese lugar se forma un ángulo obtuso. Por lo tanto, la restauración tendrá un borde en ángulo agudo, pero permite que el collar metálico de las restauraciones en metal-porcelana sea mínimo. Es la línea de terminación óptima para las coronas de metal-porcelana en las áreas en que se requiere una gran estética, como, por ejemplo, en los incisivos superiores.

El bisel, u hombro sesgado, ha demostrado un bajo nivel de concentración de sobreesfuerzos, en las restauraciones de metal-porcelana.

El hombro biselado ha mostrado tendencia a

contrarrestar las distorsiones que sufre la porcelana durante la cocción.

Los usos del hombro biselado son múltiples:

- Se usa en la línea de terminación gingival de las cajas proximales de Inlay y Onlays y en el hombro oclusal de los Onlays y de las coronas 3/4 de las piezas inferiores.
- Se usa en la cara labial de las restauraciones de metal porcelana.
- Se puede usar en los casos en que hay un hombro preexistente, bien sea a causa de una caries o por la existencia de una restauración previa.

Al realizar un bisel en un hombro preexistente se hace posible conseguir un borde en ángulo agudo, en la nueva restauración.

Una contraindicación es hacer este hombro biselado como tallado de rutina en coronas completas debido a que la reducción axial que se precisa obliga a destruir innecesariamente mucho diente. (Fig. 5)

#### d) Filo de cuhillo:

Esta línea de terminación permite obtener un margen agudo de metal.

Desde un punto de vista teórico, podría parecer una línea de terminación ideal, pero su empleo puede dar lugar a problemas. A no ser que se talle con sumo cuidado, la reducción axial se difumina en lugar de terminar en una línea bien definida.

2. - General: El delgado borde de la restauración es difícil de encerar y colar, y es más susceptible de sufrir distorsiones cuando, en boca, es sometido a fuerzas oclusales.

Un riesgo que existe es el crear coronas con sobre contorno al querer obtener un adecuado grosor de metal. A pesar de estos inconvenientes, en algunas ocasiones es necesario emplear el borde en filo de cuchillo.

Se puede usar en la cara lingual de las piezas posteriores mandibulares y en dientes con superficies axiales sumamente convexas.

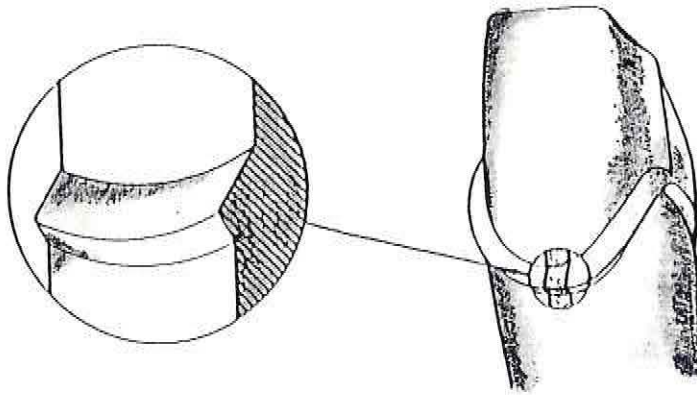


FIG. 5.

2.- Generalidades sobre Aleaciones Metálicas para cerámica fundida sobre metal:

Las aleaciones que se van a usar como base de la cerámica tienen requerimientos especiales que no son comunes a las demás aleaciones.

Esto se relaciona con la necesidad de desarrollar y mantener resistencia a la temperatura correspondiente a la aplicación de la cerámica, y la capacidad de proveer una firme unión a cerámica que se le aplica. Además los diseños de muchas de estas restauraciones enfatizan la necesidad de poder colar en secciones delgadas y necesitar una alta resistencia a la fluencia.

Se emplean para este tipo de restauraciones dos grupos de aleaciones metálicas:

2.1. Aleaciones preciosas:

- A.- Aleaciones que contienen más de un 90% de oro, platino, paladio con pequeñas cantidades de hierro, indio y estaño como agentes de endurecimiento y unión.
- B.- Aleaciones que contienen aproximadamente un 80% de oro, platino y paladio con vestigios de hierro, indio y estaño, y el resto plata.
- C.- Las aleaciones de alto contenido de paladio; que tienen solo un pequeño porcentaje de otros metales preciosos. Si bien se han usado para fundir cerámica sobre ella, estas

aleaciones han causado problemas con el color de la cerámica debido a la formación de óxido de plata y a la volatilización de este metal.

#### 2.1.1. Propiedades físicas, químicas y mecánicas de las aleaciones preciosas:

Las propiedades más importantes de estas aleaciones preciosas incluyen su capacidad de producir buena precisión de colado en sus cortes transversales, alta resistencia a la fluencia, expansión térmica controlada y características superficiales adecuadas para unirse a la cerámica.

La posibilidad de bruñir es una consideración secundaria.

Normalmente la unión a la cerámica, comprende el uso de una aleación de metal precioso que contenga pequeñas cantidades de hierro, indio y estaño. La oxidación controlada de los colados durante un tratamiento térmico degasificador produce una cubierta de óxido sobre la superficie de la aleación a la que se adhiere la porcelana.

Las propiedades de estas aleaciones se mejoran con un tratamiento térmico. La reacción de precipitación durante el horneado de la cerámica aumenta la resistencia y la dureza de estas aleaciones.

Son precipitados comunes las fases hierro - platino y oro-estaño.

El tratamiento térmico ablandador (homogeneizador) consiste en el calentamiento de la aleación a una temperatura de aproximadamente 65°C por debajo de la temperatura de solidez, mantenida durante 10 a 30 minutos, y luego enfriada bruscamente hasta la temperatura ambiente. El endurecimiento puede ser producido por uno de dos métodos: enfriamiento lento o tratamiento térmico a temperatura constante. En ambos casos, lo importante es el tiempo transcurrido a un rango de temperaturas críticas entre el rango de ablandamiento y la temperatura ambiente. Esta temperatura crítica varía entre las aleaciones; generalmente cae a mitad de camino entre la temperatura ambiente y la temperatura de ablandamiento de la aleación.

Dentro de las propiedades mecánicas de estas aleaciones debemos considerar, desde un punto de vista práctico, las siguientes:

- Resistencia a la fluencia, ya que cualquier distorsión permanente constituye un fracaso clínico, la resistencia a la fluencia es una medida de la tensión funcional que puede soportar una aleación.
- Alargamiento; esta propiedad es de importancia como medida de la posibilidad de bruñir o adaptar los margenes de los colados. Lo que es posible en las aleaciones de alto contenido en oro.

- Módulo de elasticidad; el cual es constante entre las aleaciones para colados con base de metales preciosos.
- Dureza; sus valores se determinan estimando las propiedades traccionales de una aleación. Existe una alta relación entre la resistencia a la fluencia y la dureza a la indentación.
- Otras propiedades importantes son la resistencia a la corrosión y la resistencia de la unión entre la cerámica y el metal.

## 2.2. Aleaciones de Metales No Nobles:

### A.- Aleaciones de Níquel-Cromo.

La mayoría de los productos disponibles contienen un 67 a un 80% de Níquel, y un 12 a 20% de Cromo.

Los constituyentes menores más comunes son aluminio, molibdeno, carbono, manganeso y silicio.

El berilio, entre el 0,5 y 2%, es el constituyente de algunas aleaciones comerciales, que tienen por objeto disminuir la temperatura de fusión.

B.- Aleación de hierro-cromo: Hay un producto que contiene aproximadamente un 55% de hierro y un 27% de cromo como constituyentes principales.

### 2.2.1. Propiedades físicas y mecánicas de las aleaciones de metales No Nobles:

Dentro de las propiedades de estas aleaciones tenemos:

- Temperatura de fusión; el rango de las temperaturas de fusión de las aleaciones de níquel-cromo está entre 1232°C y 1343°C. La temperatura de fusión de la aleación de hierro-cromo es de alrededor de 1454°C.
- Color; los colados pulidos son de color plateado y brillante.
- Densidad; Las aleaciones son livianas. Las densidades superan ligeramente los 8 gr/cm<sup>3</sup>.
- Contracción de colado, lineal es relativamente alta (2,05 a 2,33%).
- Los materiales disponibles ofrecen amplio rango de dureza y resistencia.

La mayoría de las aleaciones de metales no nobles, sin embargo, son más duras y resistentes que las aleaciones de metales preciosos para coronas y puentes. La dureza R-30N (ROCKWELL) está cercana a 50, la resistencia traccional final y resistencia a la fluencia está en rangos de 152 a 1034 MPa y 221 a 758 MPa, respectivamente.

2.2.7. - Módulo de elasticidad; los valores se aproximan a 270.000 MPa. La alta rigidez y la alta resistencia a la fluencia sugieren la utilidad de estas aleaciones para la fabricación de prótesis con tramos largos.

- Alargamiento; los valores de la mayoría de los materiales son relativamente bajos (2 a 3%). El material para sustituir al oro de tipo III presenta valores de un 15% (como sale de la colada) y del 30% (recocido). Estas aleaciones tienden a ser frágiles.

- Resistencia de la unión aleación-cerámica; se puede obtener una resistencia comparable a la de los sistemas de aleaciones preciosas y cerámicas.

La unión de la cerámica a unas pocas aleaciones de metales no nobles es inhibida por los óxidos que se forman sobre los colados, estos óxidos son de distinto origen a los formados sobre la superficie del metal para la adhesión metal-cerámica.

- Algunas aleaciones de Níquel-Cromo tienen mayores tasas de corrosión in vitro que las de los oros dentales.

### 2.2.2. Manipulación de las Aleaciones en el Laboratorio.

Sobre la manipulación de este tipo de aleaciones mencionaremos que por ser de alta temperatura de fusión requieren de revestimientos aglutinados por fosfato en lugar de los que emplean yeso, estos no tienen una expansión térmica adecuada, lo que determina la tendencia de los colados a tener menor tamaño.

Para la fusión del metal se necesita un equipo para alta temperatura (acetileno-oxígeno, gas-oxígeno o inducción eléctrica). Los aparatos de fusión por inducción están equipados con un pirómetro óptico que provee el medio más confiable para lograr la temperatura de fusión y colada adecuadas. Debe evitarse la oxidación y la formación de productos nitrogenados que aumenten la fragilidad. Las temperaturas excesivas y el sobrecalentamiento llevan a la producción de porosidades en el colado y a la interacción entre la aleación y los constituyentes del revestimiento.

Para el colado se recomienda usar elementos complejos que permiten el ajuste y el control de la aceleración, la fuerza centrífuga y la velocidad.

La alta dureza y resistencia hacen necesario el uso de un equipo de laboratorio de alta velocidad para la remoción de los bebederos y del desbastado y pulido. Se dispone de piedras y ruedas abrasivas especiales. Para realizar la fusión de la porcelana es muy importante la preparación superficial de los colados, por lo que deben seguirse las instrucciones del fabricante específicas para cada tipo de aleación.

Las respuestas alérgicas a los constituyentes de las aleaciones de metales no nobles, especialmente el níquel se observan ocasionalmente. La mayoría de las reacciones tisulares adversas atribuidas al uso de prótesis de metales no nobles, sin embargo, son manifestaciones de un diseño o de una adaptación inadecuada.

### 2.3. Selección de la aleación para el colado:

Existen numerosas aleaciones usadas frecuentemente para la construcción de restauraciones metal-cerámicas, al momento de seleccionar una de ellas debemos recordar que hay muchas razones posibles para un pobre resultado de cualquier corona metal-cerámica; algunas de estas causas de fracaso dependen directamente de la aleación metálica usada, en lo que tiene relación con ciertas propiedades fisicoquímicas,

como son, la estabilidad dimensional y la obtención de una película de oxidación uniforme, para lograr una adhesión óptima a la cerámica, cuando son sometidas a tratamiento con calor.

Se ha demostrado que aleaciones que tienen más o menos las mismas propiedades intrínsecas y que son manipuladas en forma similar, el grado y homogeneidad de la oxidación superficial es grandemente influenciado por los cambios debidos al tratamiento térmico, así también se aprecian cambios dimensionales o distorsión, los cuales a su vez son diferentes en un mismo metal dependiendo de cada procedimiento de colado, lo que nos demuestra la dificultad para obtener una temperatura óptima de colado, para cualquier aleación metálica.

Lo ideal es utilizar una aleación que muestre una combinación química estable de los agentes, componentes de enlace, y la cerámica, y que no favorezca la contracción de la cerámica cuando el margen sea delgado.

En aquellos casos en que se usen aleaciones que puedan sufrir cambios dimensionales, estos pueden reducirse a través del pulido del colado, inmediatamente después de su tratamiento con calor.

Sin embargo, para evitar los problemas antes mencionados, es esencial seleccionar una

aleación metálica lo menos susceptible a cambios térmicos.

### 3.- Generalidades sobre cerámicas Dentales.

3.1. La cerámica dental es una combinación de minerales cristalinos como feldespato, sílice, alúmina, en una matriz de vidrio.

La fase vítrea generalmente contiene aproximadamente un 65% de sílice ( $\text{SiO}_2$ ) y un 15% de alúmina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ); el 20% restante es una combinación de  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{Li}_2\text{O}$  y  $\text{B}_2\text{O}_3$ .

Los apacificadores son óxidos blancos ( $\text{SnO}_2$ ,  $\text{TiO}_2$ ) que se agregan para producir el aspecto de la estructura dentaria. Se los dispersa en una solución coloidal para que produzcan una dispersión difusa de la luz (efecto Tyndall) y un aspecto lechoso.

La estructura vítrea es una estructura amorfa irregular, producida por grandes cationes metálicos alcalinos (es decir  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Li}^+$ ) que distorsionan la estructura cristalina, como resultado, los vidrios fluyen a temperaturas más bajas que los minerales puros.

Los tonos de los dientes naturales se producen por el agregado de pequeñas cantidades de óxidos coloreados, para dar tintes amarillos, rosados, azules a la cerámica. Se emplean los

óxidos de cobalto hierro, cromo y otros. Para estimular la fluorescencia del esmalte bajo luz ultravioleta se agregan óxidos de tierras raras y sales de uranio.

### 3.2. Obtención de la Frita:

Los minerales cristalinos se mezclan con carbonatos de metales alcalinos y bórax y se cuecen a altas temperaturas para formar la fase vítrea por medio de una serie de reacciones piroquímicas complejas. En algunos productos toda la masa es convertida al estado vidrioso.

El lote molido se enfría rápidamente para preservar la fase vítrea. Luego se muele hasta formar un polvo fino. La frita, entonces, es una cerámica vítrea finamente molida.

El proceso de la frita puede repetirse para incorporar alúmina cristalina (para la cerámica aluminosa), opacificadores, u óxidos coloreados.

### 3.3. Manipulación de la cerámica.

Para procesar la cerámica el polvo se mezcla con agua para formar una pasta que pueda moldearse. Puede emplearse diversos aditivos comerciales para aumentar la viscosidad y la capacidad de mojado.

Para realizar la condensación la pasta se coloca sobre un molde metálico para formar un

diente artificial o se aplica sobre un troquel recubierto de una matriz de platino para conformar una corona.

El exceso de agua es eliminado por diversos métodos: absorción con papel, vibración o agregando polvo seco a la superficie para que absorba el agua.

En el proceso de horneado la remoción de agua debe ser lenta para evitar la formación de vapor. El sinterizado comprende el escurrimiento y la formación de puentes vítreos entre partículas no fundidas. Además de la temperatura los factores que aumentan el progreso del sinterizado son:

- Baja viscosidad del vidrio, las cerámicas de baja fusión contienen vidrios que fluyen a temperaturas más bajas.
- Un rango de tamaños de partículas reduce la cantidad de espacios vacíos y aumenta el contacto entre ellas. Las partículas más pequeñas proveen mayor contacto superficial por unidad de volumen.
- Una alta tensión superficial en el vidrio aumenta la fuerza de atracción para el sinterizado.
- La densidad de una cerámica aumenta cuando se realiza el proceso de sinterizado con baja presión. La presión del horno se reduce hasta

aproximadamente 50 mm. de mercurio, eliminando gran parte del aire atrapado en las cavidades que quedan entre las partículas. Las fórmulas de las cerámicas para cocción al vacío están pigmentadas en forma distinta de las cerámicas para cocción a la atmósfera. Deben emplearse óxidos metálicos colorantes que no se descompongan con la baja presión, y es necesario ajustar la tonalidad y la opacidad, ya que una cerámica más densa parece ser más traslúcida y de color más oscuro.

#### 3.4. Estados de cocción de la cerámica.

- Bizcochado, que es un estado inicial del sinterizado, en el que se ha producido un sinterizado, suficiente como para desarrollar cierta cohesión. El bizcochado a alta temperatura comprende el escurrimiento de una porción adicional de la parte vítrea.
- Glaseado, este proceso comprende el flujo del vidrio a la superficie de la cerámica.

El vidrio puede ser producido por escurrimiento desde la cerámica en el bizcochado final o por el agregado de un vidrio de baja fusión (glaseador) a la superficie.

La contracción de la cerámica después del bizcochado se debe a la pérdida de agua durante el secado y al aumento de la densidad por el sinterizado. La contracción es de aproximadamente un 30%.

Para hornear los dientes artificiales se emplean modelos sobredimensionados para compensar esta contracción. Al hornear coronas, el tamaño inicial se aumenta, y se aplica más cerámica en los bizcochados siguientes.

### 3.5. Propiedades físicas y mecánicas de la cerámica:

Las cerámicas fluyen debido a la disminución de la fase vítrea con el aumento de la temperatura. Los vidrios no tienen un punto de fusión definido sino que fluyen gradualmente por encima de la temperatura de transición vítrea. Por debajo de esta temperatura el vidrio es rígido. Una de las características de las cerámicas es su fragilidad, con un alargamiento total de menos del 0,1%. Son muchos más débiles a la tracción, o a la carga transversa que a la compresión. Los vidrios y otros materiales frágiles se fracturan por la propagación de rajaduras internas o externas. Las concentraciones de tensiones se mantienen altas alrededor de las rajaduras en la cerámica, ya que carecen de la ductibilidad que tienen los metales para estirarse y reducir los ángulos agudos.

Las tensiones traccionales o flexurales extienden las rajaduras, mientras que las compresivas no lo hacen.

Las partículas de alúmina inhiben la propagación de las rajaduras y por lo tanto

aumentan la resistencia. Las cerámicas alumino sas contienen hasta un 50% de alúmina.

Las tensiones residuales aparecen en los vidrios a causa de un enfriamiento disparejo de las capas internas y externas o a través de la unión de materiales distintos.

Las tensiones residuales compresivas en la capa más externa inhiben la propagación de las rajaduras y aumentan la resistencia.

Los vidrios que se enfrían rápidamente desde altas temperaturas presentan tensiones compresivas residuales en las capas externas.

Los coeficientes de expansión térmica de la cerámica y de los metales que se van a unir deben igualarse con el objeto de minimizar tensiones residuales en la interfase.

La unión de la cerámica a los metales se basa en la formación de una capa de óxido sobre estos, la cual no debe ser muy gruesa porque se forma una capa de unión débil.

Sobre los efectos biológicos; la porcelan dental es sumamente inerte, y no se ha informado sobre reacciones tisulares adversas.

En general las cerámicas dentales se clasifican de acuerdo con su temperatura de fusión: de alta fusión: 1288-1371°C.

media fusión	1093-1260° C.
baja fusión	871-1066° C.

#### 4.- Sub-estructura metálica de soporte de la cerámica:

Una terminación cervical es importante para un tratamiento protésico fijo desde dos puntos de vista: el primero apunta hacia el ajuste que tiene el colado en la restauración, donde se aplica la teoría de ROSSNER ampliamente discutida; por otro lado es importante en relación al concepto de estructura triangular de la restauración, que será analizada posteriormente.

Uno de los principales requisitos de las restauraciones metal-cerámica es su resistencia, la resistencia de la aleación metálica y de la cerámica respectivamente, además de la resistencia cuando ambas están combinadas.

El contorno de la subestructura de metal que soporta la cerámica es de primordial importancia, de manera que los pasos involucrados en la fase de preparación juegan un papel decisivo. También es importante prevenir la exposición del opacador, una coloración adecuada y el contorno funcional de la corona. Por las razones anteriores, el diseño de la cofia en cera y el ajuste de la estructura metal-cerámica hacen la diferencia entre el éxito y el fracaso del producto final.

Los cuatro requisitos más importantes para

una restauración metal-cerámica exitosa son:

- Apropiaada condensación para una densidad máxima.
- Autoglaseado, más que superficial.
- Incorporación del color a la cerámica en el material, usando la técnica de caracterización anatómica. El uso de cualquier tipo de tinte debe evitarse en las áreas cervical, proximal, papilar y oclusal.
- El opacador debe cubrirse de manera que no se exponga en el lugar de transición entre la cerámica y el metal.

Los componentes de los materiales que constituyen la corona metal-cerámica: metal, cerámica y opacador, deberán verse como un triángulo en el borde cavo-superficial de la restauración. Usando este concepto que llamamos estructura triangular, se garantiza:

A. La resistencia de la restauración:

Durante la cementación de una restauración metal-cerámica la presión se dirige hacia la restauración como se indica en las flechas (ver Fig. 6.)

En algunos casos, el metal puede distorsionarse y la cerámica fracturarse o exfoliarse. Para prevenir este fenómeno, la restauración metal-cerámica debe tener suficiente resistencia.

La creación de escalón en la región del margen disminuye el efecto de presión, aumentando de este modo la resistencia. Al mismo tiempo, se

mejora la resistencia de la combinación metal-cerámica.

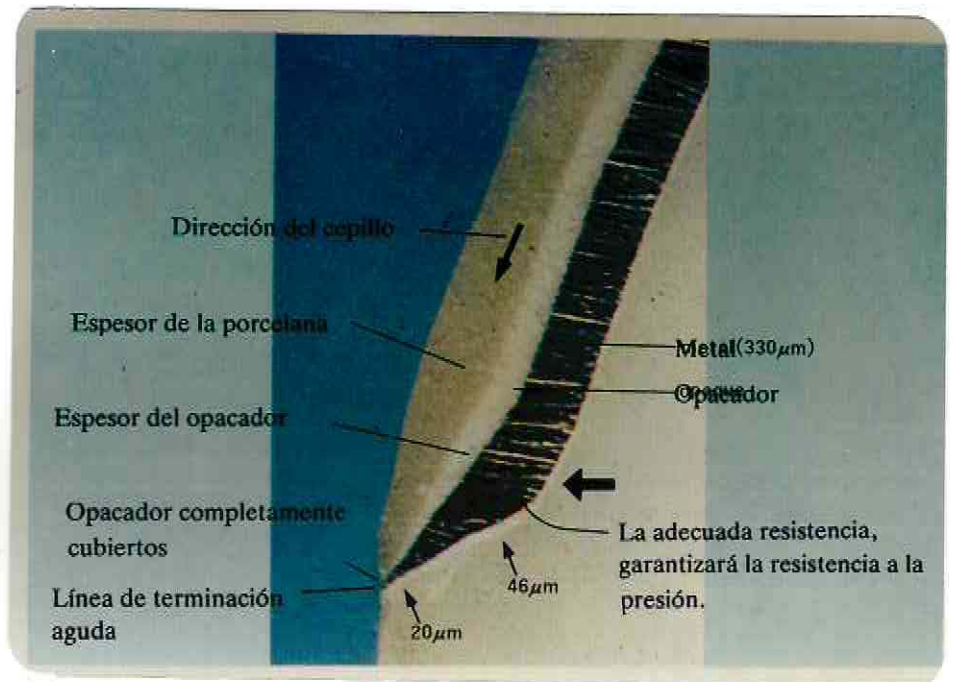


Fig. 6. Dirección de la presión al momento de cementar.

Espesor de cemento máximo aceptado.



B. Se evita la exposición del opacador.

Se previene usando un ángulo apropiado del margen cervical.

C. Coloración apropiado de la cerámica.

El diseño de un ángulo adecuado para el vértice de la estructura triangular garantiza suficiente espesor del opacador, evitando que el color metálico se vea a través de la cerámica.

D. El contorno funcional de la corona.

Se debe estar conciente de las limitaciones de los materiales constituyentes (metal, opacador y cerámica), de manera de prevenir sobrecontornos en la región cervical y para garantizar una transición armoniosa a la superficie radicular.

4.1. Análisis Numérico de la Estructura Triangular:

La estructura triangular, compuesta de metal, opacante y cerámica determina como estos se distribuyen proporcionalmente, y está altamente influenciado por los ángulos y el ancho del hombro en la región del margen gingival. Muchos factores entran en juego, pero ellos dependen de las limitaciones inherentes a cada uno de los materiales constituyentes. La formación del vértice de la estructura triangular, cubierta por cerámica, debe basarse sobre una serie de cálculos numéricos. Los valores numéricos para los lados B y C representan el respectivo espesor de los materiales. (Fig. 7)

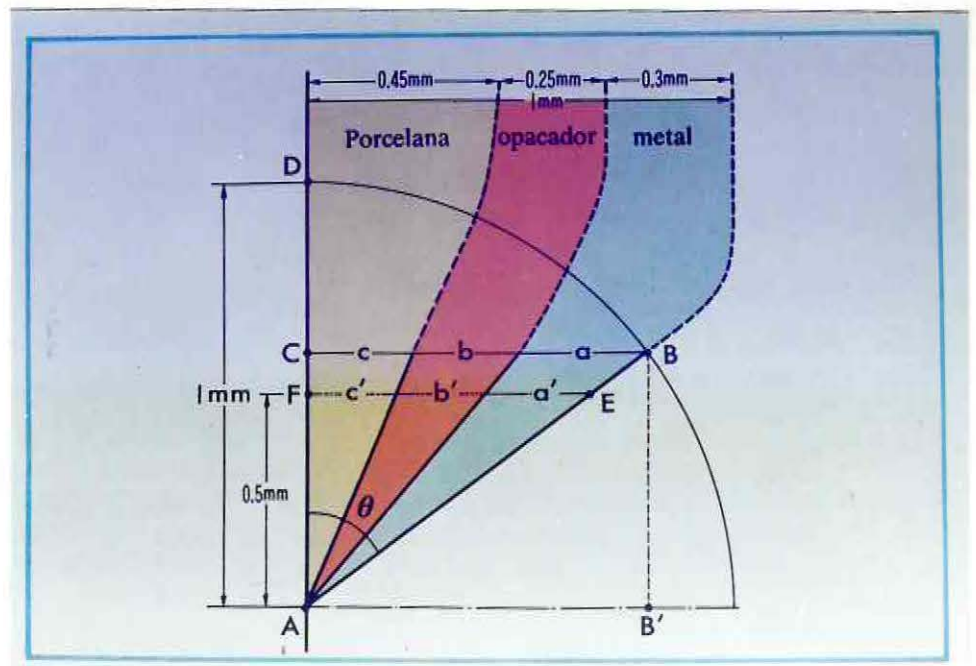


Fig. 7. Descripción del análisis numérico de la estructura triangular.

- a: A, espesor del metal 0,3 mm.
- b: A, espesor del material opaco, máximo 0,25 mm.
- c: A, espesor de la cerámica, sobre 0,2 mm.

Punto B, correspondiente al ángulo marginal B, se coloca sobre la circunferencia de círculo, con un radio  $\overline{AD}$ . Así obtenemos el espesor deseado desde el punto A, una vez que el ángulo marginal B se conoce como guía clínica; A se coloca a 1 mm. debajo del margen gingival, el cual es difícil de manipular en el laboratorio dental. Si es posible reproducir la posición de A, las tareas remanentes pueden completarse fácilmente. Por esta razón, el segmento  $\overline{BC}$  indica el ancho necesario

que debe cortarse para formar el triangulo ABC.

El segmento  $\overline{Ac}$  se refiere a la altura desde el vértice del margen cervical.

En esta ilustración, el promedio de la suma de los espesores combinados totales, de metal, opacante y cerámica es de 1 mm.

La explicación para asignar los valores 0,3 mm., 0,25 mm. y 0,2 mm. para los respectivos materiales se expresa a continuación:

1.- Espesor del metal.

El espesor del metal varía de acuerdo al tipo de aleación usado y al propósito de la restauración protética. Por ejemplo, una corona completa requiere un espesor de metal distinto que uno de parcial fija. El margen de metal de 0,3 mm. tiene la resistencia adecuada para soportar una carga ordinaria de los que se realizan en el laboratorio dental.

Cuando se hace un bisel marginal superficial tendemos a restituir el metal más delgado, posiblemente de 0,25 mm. a 0,2 mm. reduciendo completamente la resistencia de la restauración y facilitando posibles deformaciones del colado por contracciones no deseadas e inevitables.

Además, es necesario, recordar que la cerámica en general, posee un grado de contracción del 30%, lo que hace que al sufrir esta variación, traccione consigo la terminación metálica ocasionando desajuste.

## 2.- Espesor del Opacante.

El espesor del opacador tiene que ajustarse en cada caso, ya que el grado de su transparencia depende de la composición de sus ingredientes. Como una consideración general, es deseable que su espesor esté dentro de un rango de 0,1 mm. a 0,25 mm., en algunos casos, un espesor de 0,18 es suficiente para evitar que el color del metal se transparente a través de la cerámica.

## 3.- Espesor de la Cerámica.

Se determinó que el espesor mínimo de la cerámica es 0,2 mm., con menos de este espesor sería imposible cubrir los márgenes con cerámica.

### 4.2. Análisis de la estructura triangular con distintos ángulos de tallado cervical.

El espesor correcto del opacador depende del espacio previsto para la cerámica en el área del margen. Hasta el presente, se han descrito varios tipos de líneas de terminación, como chaflanes, hombros, o biseles, pero estos términos generalmente no indican un ángulo. Por esta razón se divide el ángulo del margen de  $90^\circ$  en unidades de  $10^\circ$  y emplean el ángulo para determinar la combinación de los materiales constituyentes y luego determinar el ancho necesario del bisel de un ángulo dado.

- Con ángulos, en el margen gingival, de  $10^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $30^\circ$  y  $40^\circ$  no es posible ubicar los

materiales estéticos debido a su insuficiente espesor. Debido a esto deberá terminarse sólo con metal. (Figura 8)

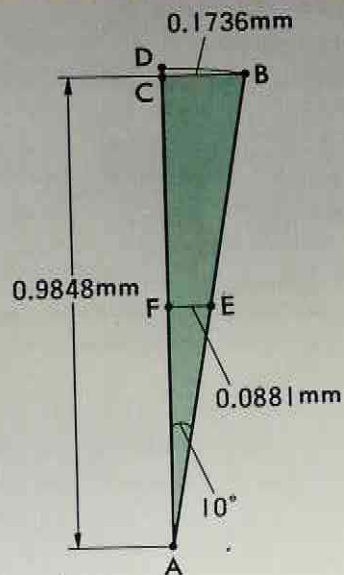


Fig. 8: Angulo de  $10^{\circ}$  en el margen gingival.

Ejemplo: Angulo del margen de  $30^{\circ}$ .

Aunque 0,5 mm. es ventajoso sobre BC, después de restar el espesor del metal, el espesor para el opacador es insuficiente.

(Fig. 9.)



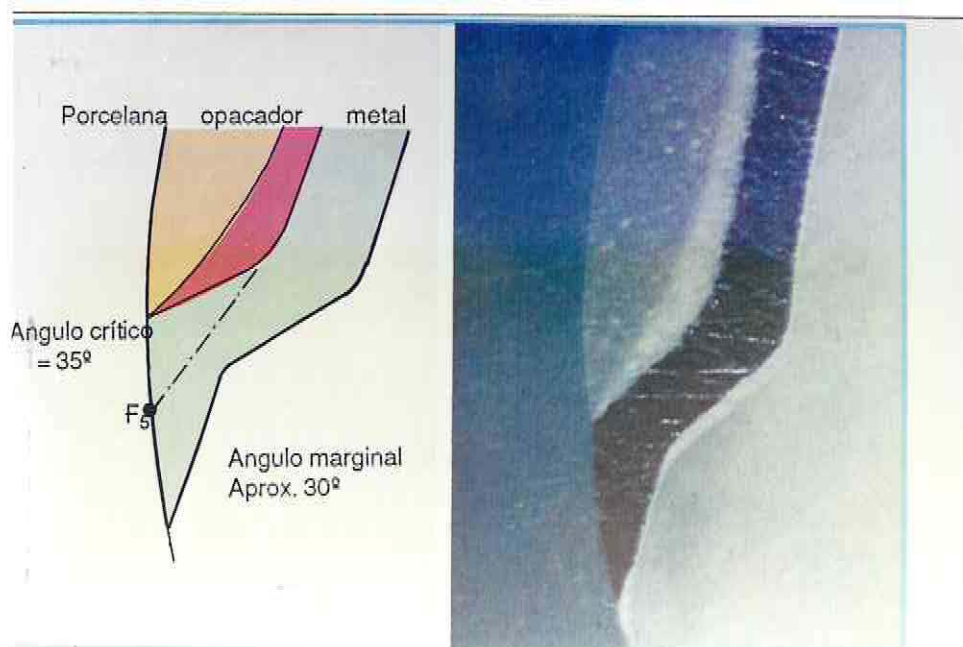


Fig. 9: Angulo de  $30^{\circ}$  en el margen gingival.  
Exposición del metal por falta de espacio.

- El ángulo marginal es  $50^{\circ}$ . (ver Figura 10).

Cuando el borde del margen A se ubica a 1 mm. por debajo de la encía, habrá 0,35 mm. disponibles, lo cual corresponde más o menos a una combinación de espesor de 0,75 mm. Por lo tanto 0,21 mm. de cerámica pueden cubrir 0,30 mm. de espesor de metal y 0,25 mm. del opacador.

De estas comparaciones concluimos que  $50^{\circ}$  es el ángulo para la porción marginal gingival. Esto es llamado el ángulo crítico.

El ángulo crítico para la cerámica y el opacador es cerca de  $35^{\circ}$ .

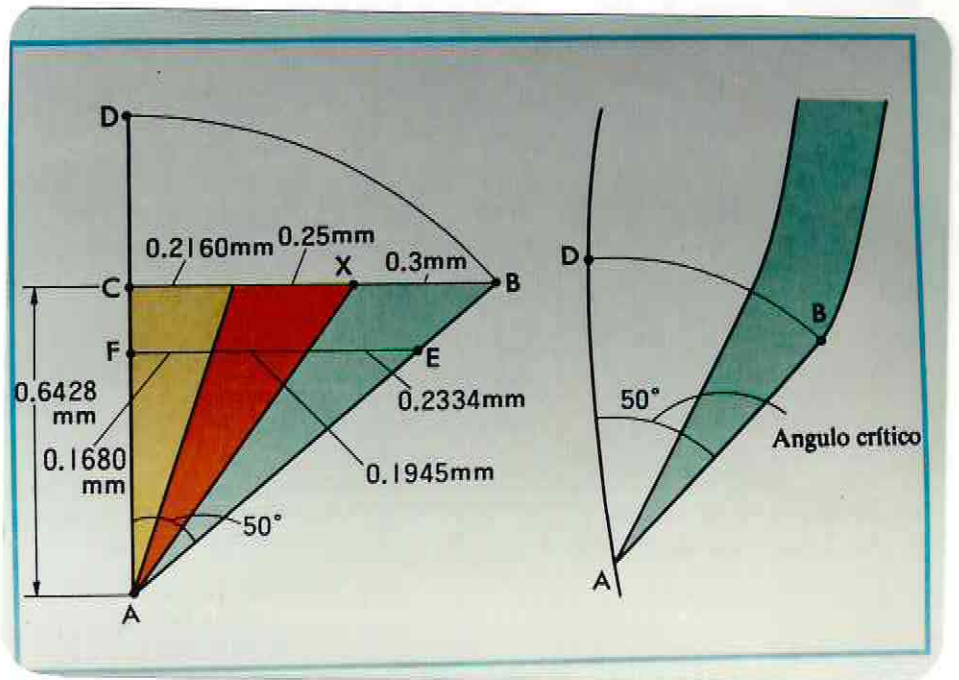


Fig. 10: Angulo marginal de  $50^\circ$ .

(Angulo crítico).

- Angulos del margen de  $60^\circ$ ,  $70^\circ$ ,  $80^\circ$  y  $90^\circ$ .

A medida que los ángulos de las áreas del margen gingival aumentan, el área dentro del triángulo también, junto con los espacios disponibles para los ajustes; esto facilita los procedimientos de laboratorio.

De este modo podemos garantizar un espesor apropiado para el metal, la cerámica y el opacador en el vértice de la corona.

(Ver Fig. 11, 12)

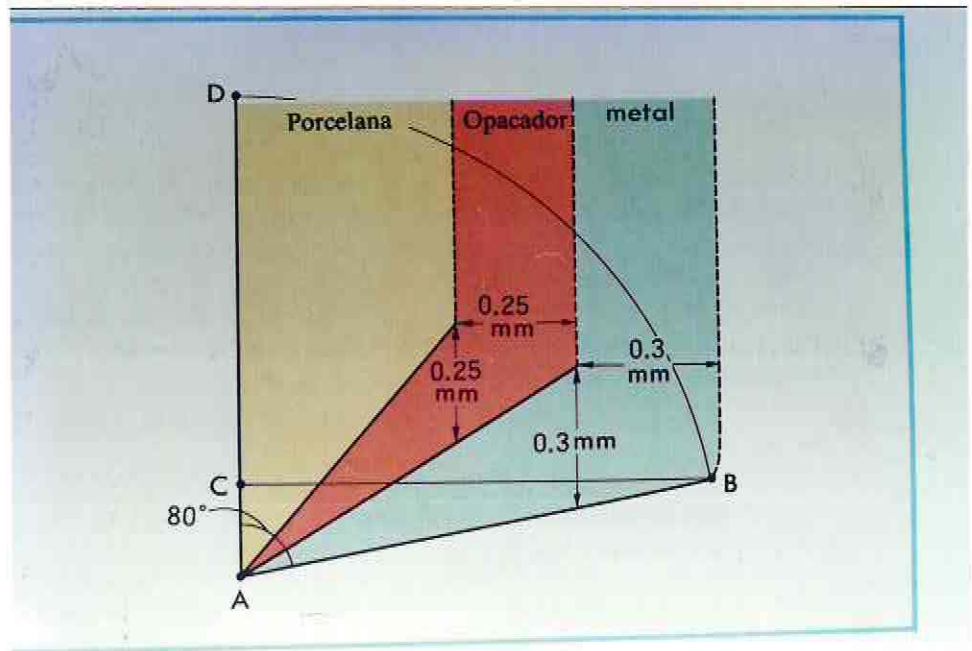


Fig. 11: Angulo marginal de  $80^{\circ}$ .

para el metal, sustrato  
debido a la (falta de)

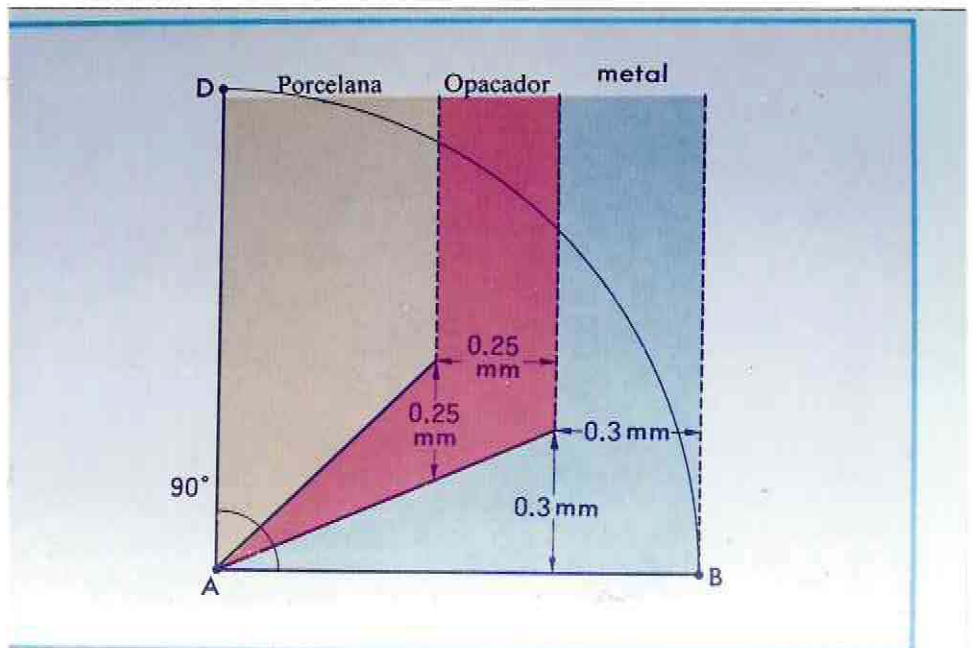


Fig. 12: Angulo marginal de  $90^{\circ}$ .

(Junta a Tope),

RESUMEN

- 1.- Cuando el ángulo del margen gingival es menor de  $50^{\circ}$ , el vértice debe terminarse con metal. Proporcionalmente, al aumentar el ángulo del margen cervical posibilita la cobertura del vértice y el espacio para la porción de metal se hace mayor.

Inversamente, mientras más pequeño es el ángulo del margen, más difícil es acabado el de la porción de metal.

- 2.- En los cálculos efectuados, el ángulo crítico para el metal, opacador y cerámica es de  $50^{\circ}$ , debido a la forma convexa de la corona clínica.
- 3.- Cuando el ángulo del margen se aumenta más allá de  $50^{\circ}$ , se le da al técnico más libertad en su trabajo y se puede seleccionar el espesor apropiado para cada material.

#### 4.3. La Estructura Triangular y su Area de Soporte.

El área de soporte proporciona el área de transición desde la cerámica a la estructura de metal. Es necesario garantizar una capa uniforme de cerámica de manera que la presión ejercida sobre la cerámica pueda absorberse.

Area de soporte, se define como el espacio donde la cerámica cubre el vértice marginal.

En una restauración idónea, la cerámica debe cubrir el margen sin exponer el opacador, y el ángulo del margen cervical tiene que estar entre  $50^{\circ}$  a  $90^{\circ}$ . Si el ángulo del margen se prepara a  $70^{\circ}$ , la mayor área posible debe ser  $\triangle ABX'$  y la menor debe ser  $\triangle ABZ$ , con un espesor de metal de 0,3 mm.

Como se ilustra en los esquemas, el área ocupada por el metal, va desde el mínimo ABZ al máximo AZX' y por lo tanto podemos considerar a AZX' como el "rango posible de ajuste". (Fig. 13)

Cuando la porción de metal es más gruesa obtenemos un correspondiente aumento de la resistencia. En la práctica usamos el mínimo ABZ en el cual puede garantizarse la suficiente resistencia del metal.

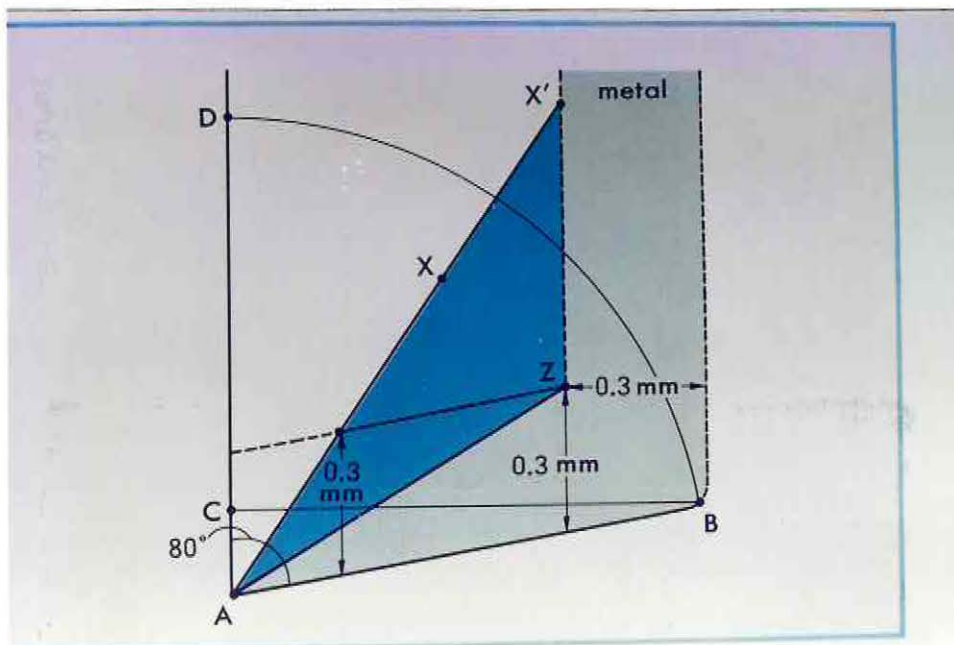


Fig. 13: Rango posible de Ajuste (AZX')

#### 4.4. Area de Soporte marginal con metal expuesto.

Cuando el ángulo del margen es menor que  $50^\circ$ , se hace difícil cubrir la punta de este con cerámica sin exponer el opacador sobre el metal y obtener un sobrecontorno. Por esta razón, el metal tendrá que exponerse, cuando el ángulo es menor de  $50^\circ$ . En esta situación, el ángulo del área de soporte, formado por el opacador y la cerámica, debe tener un ángulo crítico de  $35^\circ$ . Es posible reducir la cantidad de metal expuesto en el margen, pero esto causa que el ángulo del área de soporte sea muy agudo. De este modo la carga oclusal compresiva será ejercida sobre la cerámica. No obstante con un ángulo obtuso, la gran ventaja es la combinación del opaco y la cerámica. (Ver Fig. 14 - 15).

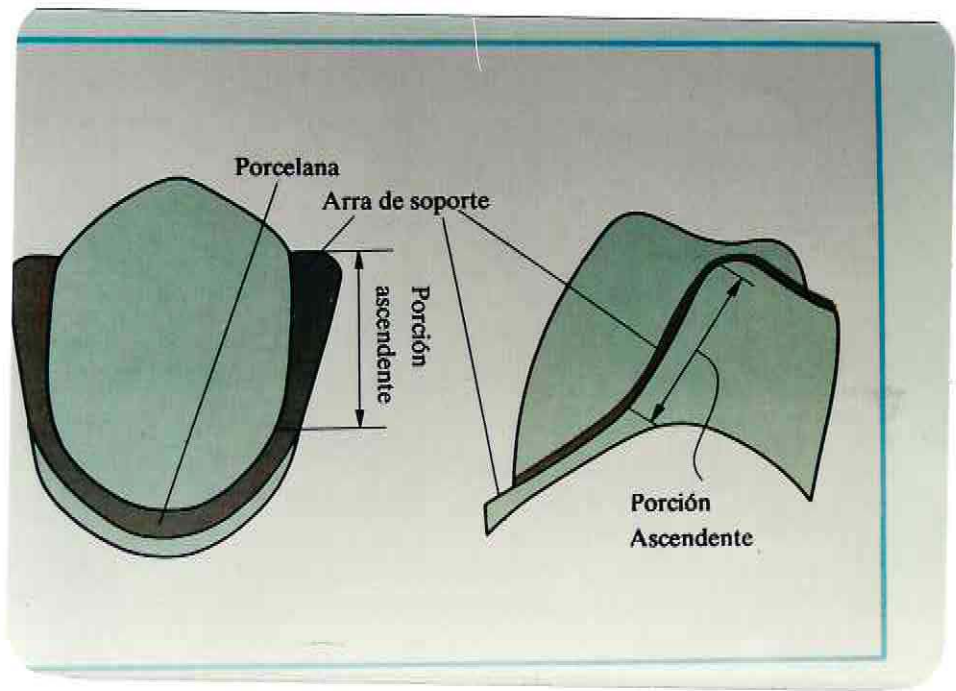
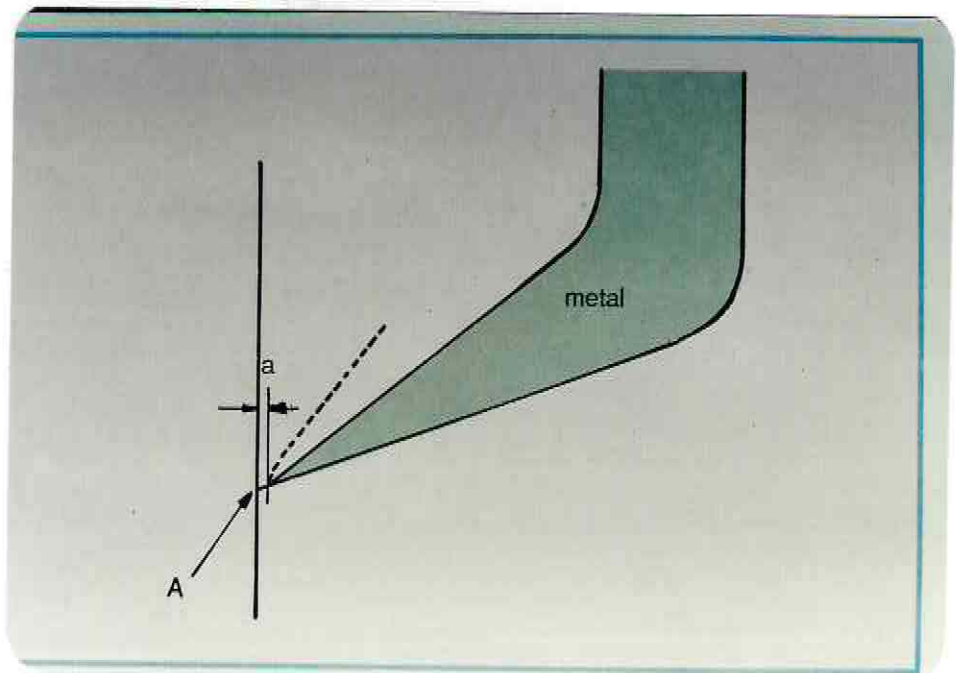


Fig. 14: Area de Soporte.



Fif. 15: Al reducir la cantidad de metal expuesta en el margen, la presión será ejercida sobre la porcelana.



El área de soporte de una restauración metálica está dentro del rango mínimo  $\triangle ABZ$  y el máximo  $\triangle ABX'$ , por esta razón  $ABX'$  sirve como una limitación para el ajuste.

Cuando se extiende el área del metal se aumenta la resistencia de la restauración. Inversamente, cuando el área es pequeña para el metal, se gana resistencia en el área de soporte. ( Fig. 16)

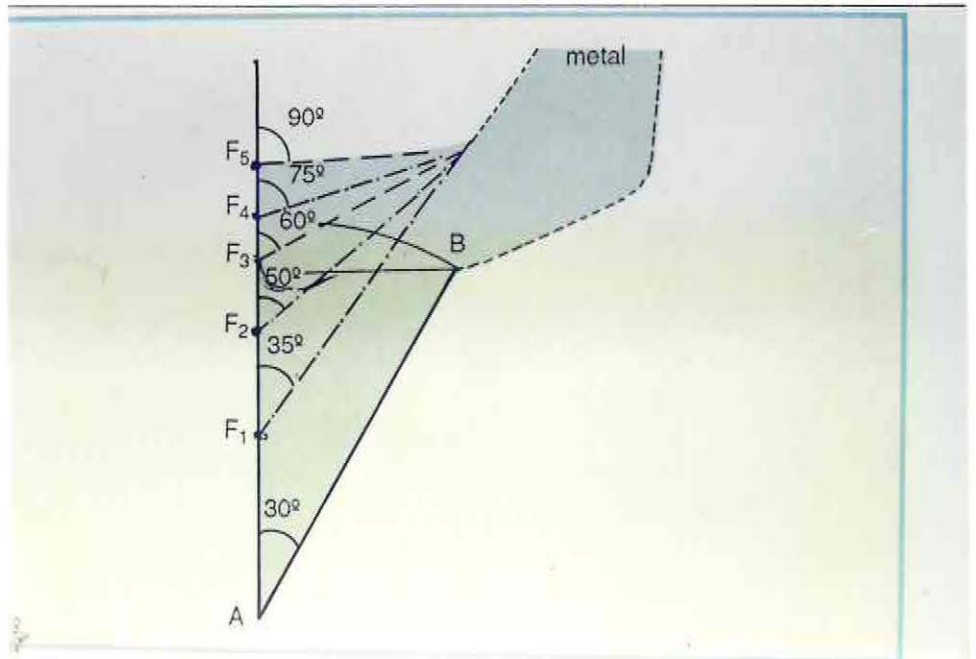


Fig. 16: Al variar el área del metal, se puede aumentar o disminuir la resistencia.



#### 4.5. Requisitos Morfológicos para la subestructura de metal en una preparación dentaria.

El principal requisito para una restauración cerámica exitosa, es un espesor uniforme de cerámica, en conexión con la estructura de metal subyacente. Debe dársele especial importancia a esto ya que la cerámica tiene baja resistencia tensional y muy baja elasticidad. Cuando la diferencia de espesores supera un límite, se producen fracturas y exfoliaciones de la cerámica especialmente en la zona cervical, en punta de cúspides y otras porciones menos críticas de la restauración.

Las áreas de soporte afectan lo siguiente:

- La resistencia de la aleación metálica en el área de soporte para el metal (preparación dentaria).
- La combinación del opacador y la cerámica en el área de soporte.

La terminación cervical deberá ser muy bien analizada por el clínico, ya que este tendrá que compatibilizar tanto el ajuste obtenido por el colado en la restauración (teoría de ROSNER), y respetar el concepto de estructura triangular y el ángulo crítico.

Según esto, la terminación cervical clásica, que hoy en día se pregona, necesitará una cuidadosa terminación. El bisel será

reproducido con metal. Esta porción se ubica a 1 mm. bajo la encía marginal. La cerámica y el opacante se ubicarán desde la porción del escalón hacia incisal. (Fig. 17)

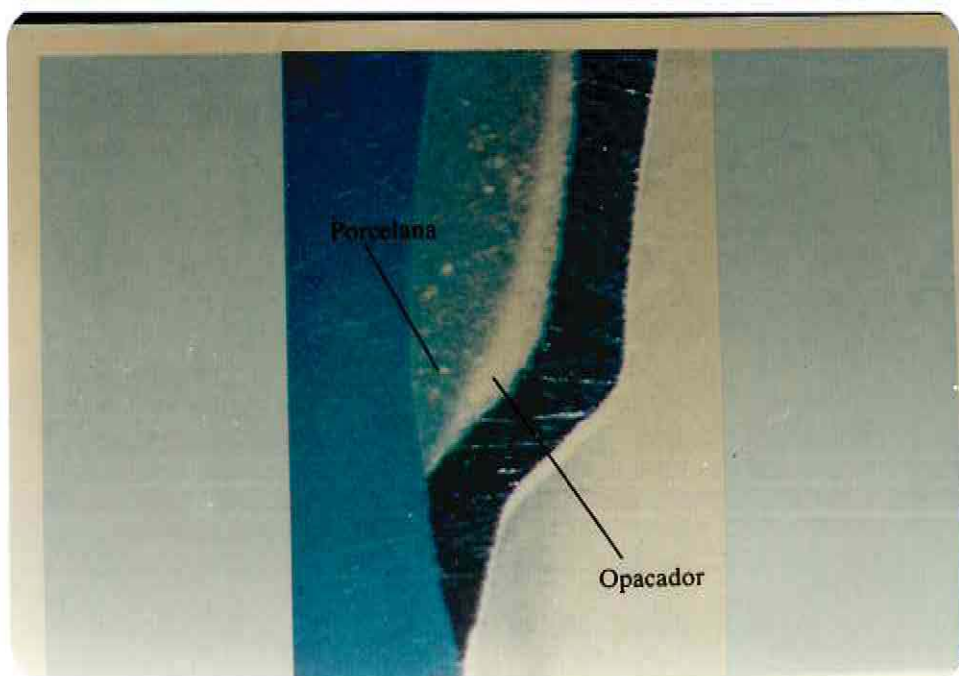


Fig. 17: Preparación clásica subgingival.  
Debe ubicarse un milímetro bajo  
el margen.

Para obtener resultados satisfactorios, se hace imprescindible un estudio también detallado de la salud y morfología gingival.



5.- Fundamentos teóricos sobre terminaciones cervicales cóncavas para coronas metal cerámica.

5.1. Principios algebraicos para terminaciones cervicales cóncavas.

Una vez conocidas al detalle las teorías que sustentan una restauración de Prótesis Fija de cerámica sobre metal, nos es posible relacionarlas para permitir el tallado de la terminación cervical cóncava.

La teoría del ajuste cervicomarginal establecida por ROSNER, en la generalidad de las restauraciones, nos fundamenta la mejoría del ajuste del colado a la preparación; esto, tanto para coronas metálicas, metal-acrílico, metal-cerámica o cualquier otra restauración que sea cementada en una preparación dentaria.

Por otro lado la teoría de KUWATA, acerca del concepto de estructura triangular, permite esclarecer los requisitos, que deben existir en la terminación cervical metal cerámica, del aparato protésico para la obtención de una restauración estética y resistente a través del tiempo.

En la terminación cóncava se aplican los conceptos discutidos, ya que al realizar el bisel interno de la concavidad, se obtiene, teóricamente, un ajuste semejante al del bisel externo del escalón biselado, inclusive, debía existir

mejoría en el ajuste ya que se facilita el proceso de terminación de la preparación y toma de impresiones al no ser subgingival.

Desde otro punto de vista, el espaciamiento que se obtiene para el metal, opacante y cerámica es ideal. Además se obtiene una angulación que permite mejor acabado de la restauración, muy superior al ángulo crítico establecido por KUWATA y que puede oscilar entre  $135^{\circ}$  y  $150^{\circ}$ .

(Fig. 18).

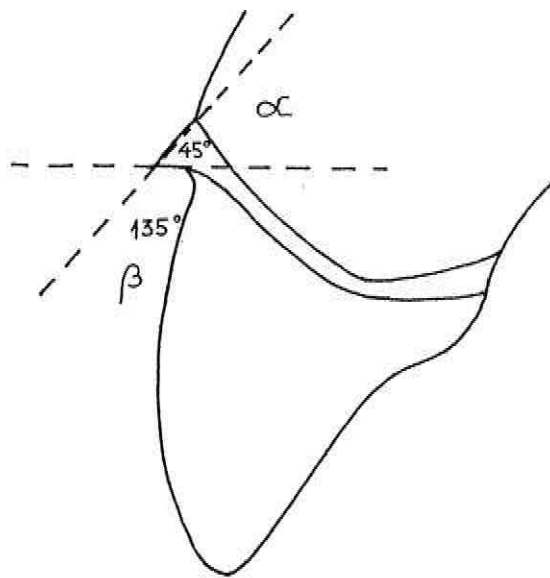


Fig. 18: Si  $\alpha = 30^{\circ} - 45^{\circ}$   
 $\beta = 150^{\circ} - 135^{\circ}$

En este tipo de terminación ambos conceptos están directamente relacionados. Si aumentamos la angulación del bisel interno, se aumenta también el ajuste y el espacio para los materiales restauradores. Sin embargo, esta inclinación requerida presenta un límite, entregado por la angulación de los prismas del esmalte en esa zona, alcanzando a un valor máximo de  $45^{\circ}$  y a un valor mínimo de  $30^{\circ}$ . Si esta limitante no es considerada existirá disminución de la resistencia de la preparación a las acciones rehabilitadoras como también a las fuerzas masticatorias logrando así el fracaso de la restauración.

#### 5.2. Efectos de la contracción de solidificación del metal en el ajuste del colado.

No obstante esta mejora en el ajuste, esperada con esta terminación, debemos considerar que existe variación entre el ajuste de preparaciones con bisel externo de  $45^{\circ}$  con respecto al bisel interno ya que, por la dirección de la contracción del metal tiende a separarlo del margen. Es evidente que en ambos casos existe contracción de solidificación del metal al formar la fase metálica, pero lo que varía es la dirección de contracción.

( Fig. 19)

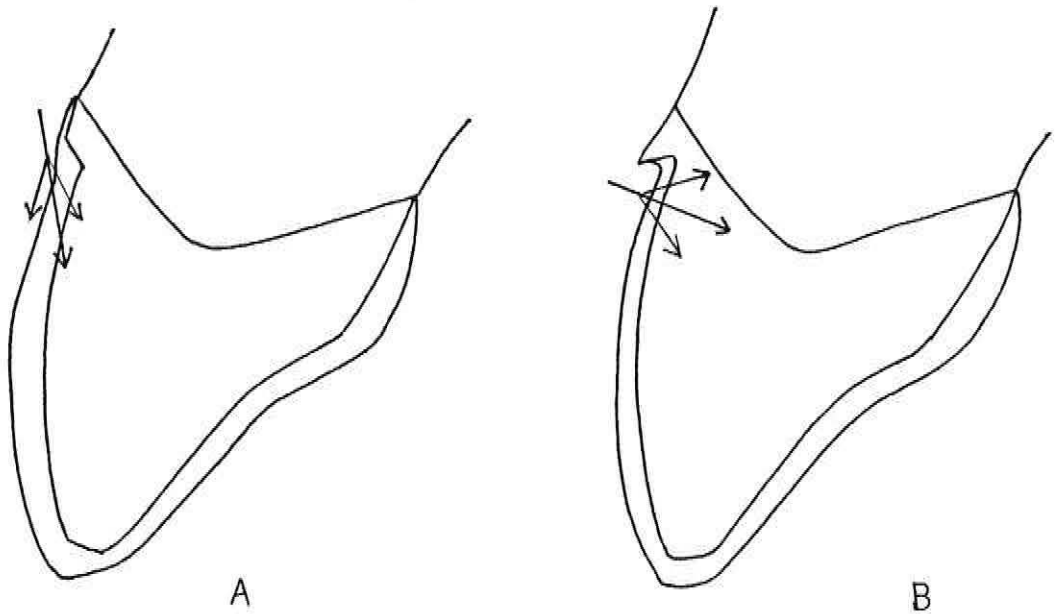


Fig. 19: Dirección de contracción del metal al solidificar.

A. Diseño escalón Biselado.

B. Diseño escalón Cóncavo.

Se obtendría un desajuste en el escalón cóncavo, más importante clínicamente que el desajuste logrado en el escalón con bisel. Lo mismo puede esperarse con la cerámica.

#### 6.- Descripción de la Preparación de un Hombro Cóncavo para Coronas metal-cerámica.

Cuatro principios determinan el diseño y ejecución de los tallados para restauraciones:

- Preservación de la estructura dentaria.
- Retención y estabilidad.

- Solidez estructural.
- Márgenes perfectos.

Perfección de los márgenes:

La restauración únicamente puede sobrevivir en el medio ambiente biológico de la cavidad oral, si sus márgenes están perfectamente adaptados a la línea de terminación de tallado, este es el motivo por el cual ideamos la terminación cervical cóncava, la cual apunta a mejorar el ajuste de la restauración en relación a las terminaciones comúnmente preparadas y el efecto estético al esconder el borde metálico de dicha terminación.

Para poder lograr la preparación con terminación cervical cóncava es necesario seguir rigurosos pasos, ya que con un instrumento estaremos ejecutando dos zonas fundamentales de la preparación.

Pasos a seguir:

- Confección de surcos guías vestibulares, a 0,5 - 1 mm. del margen gingival y con una profundidad de 1,5 mm. (totalidad del diámetro de la piedra seleccionada).

Estos surcos deben dar la orientación para el tallado posterior de la cara vestibular del muñón.

Fig. 20 - 21.

- Posterior a estos surcos vestibulares se prefiere "cortar" de inmediato el borde incisal mediante surcos guías de 2 mm. de profundidad. Fig. 22.

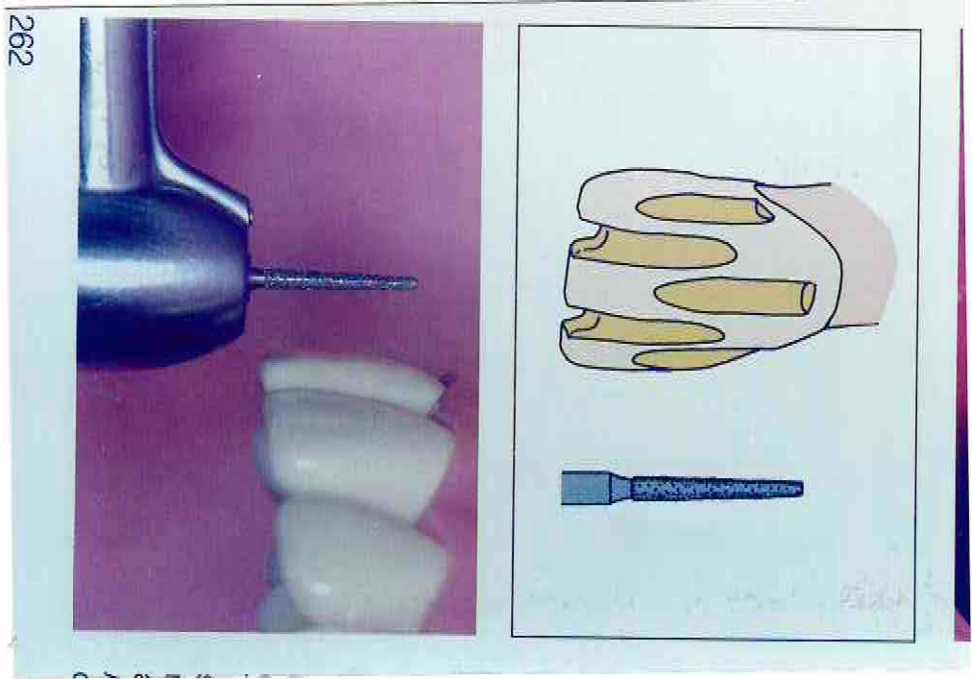


FIG. 20.



FIG. 21.

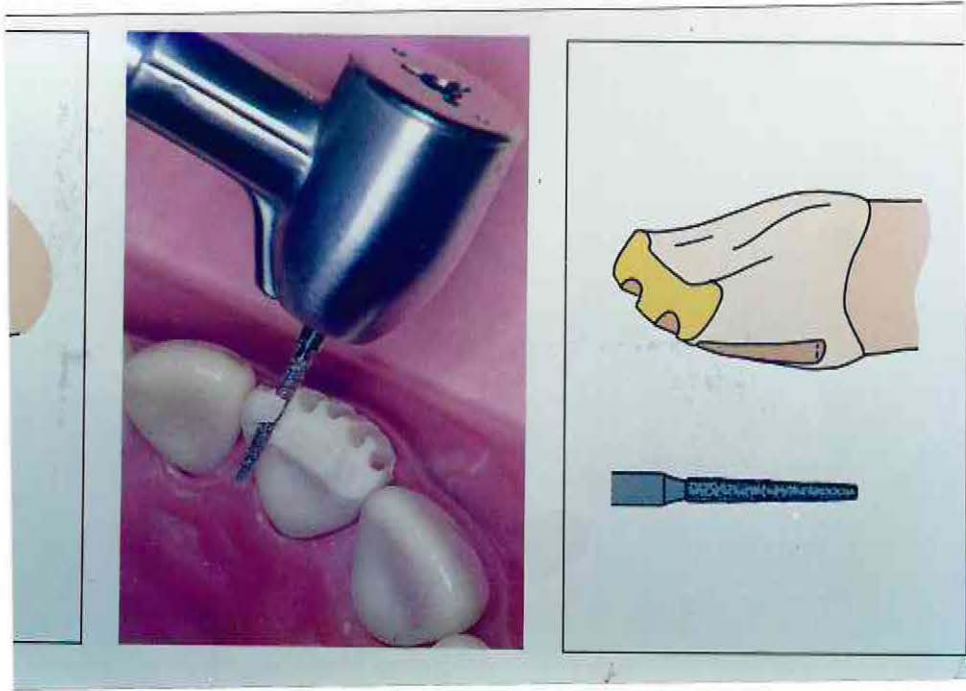


FIG. 22.

- Confección de la cara vestibular, ubicando la piedra en el surco guía y desplazándola hacia proximal de una sola vez, ocupando todo el diámetro de la piedra y apoyándose en el futuro escalón cóncavo cervical. En esta etapa se quedará a 1 mm. aproximadamente de la terminación definitiva.

Fig. 23.

- Una vez terminada, se efectúa el desgaste palatino con una piedra rueda, haciendo previamente surcos o profundizaciones guías con una redonda de diamante grande.

Fig. 24.

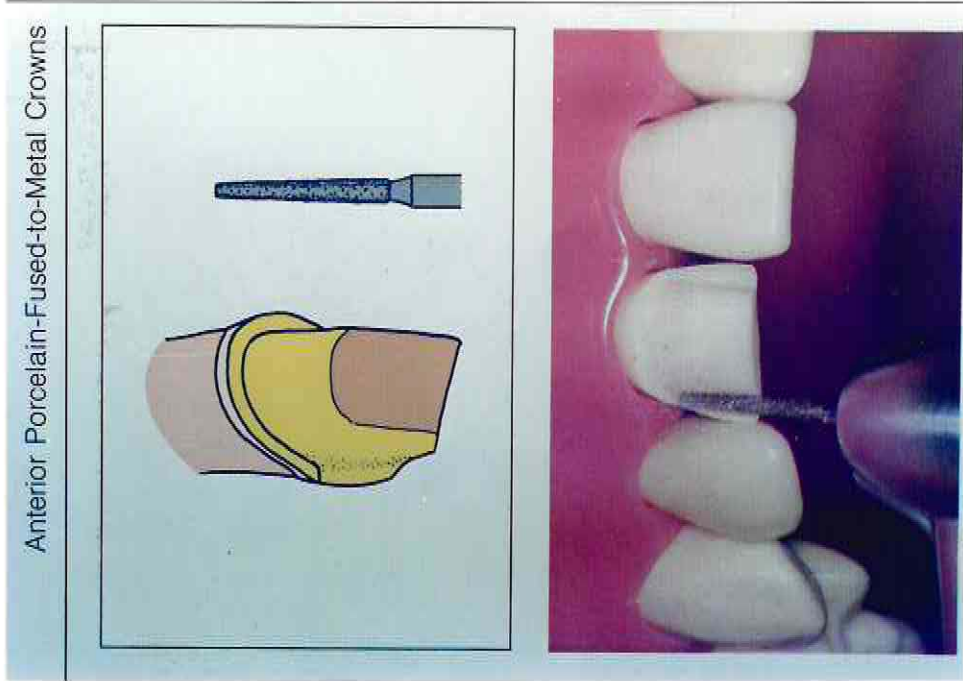


FIG. 23.

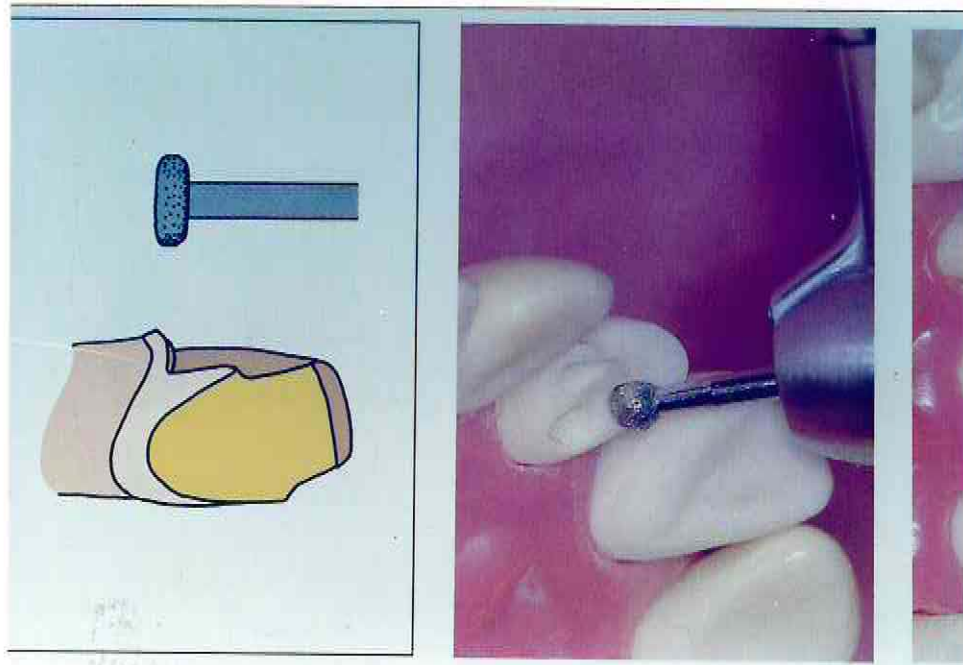
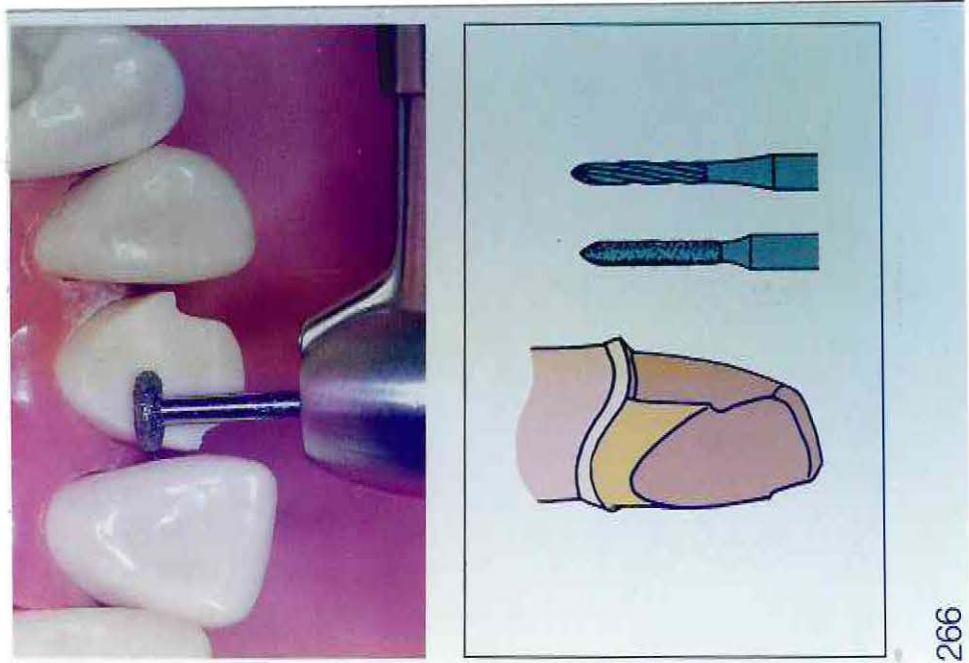


FIG. 24.

- Se realiza la reducción del ángulo con una piedra "torpedo" de diamante extralarga, terminando con una fresa de carbide de similar forma pero con múltiples filos.

Fig. 25.



- Finalmente se procede a efectuar el escalón cóncavo a la altura deseada con la piedra diamantada cilíndrica punta redonda, apoyándose suavemente en axial de la preparación. Este escalón se termina con una fresa de carbide punta redondeada de baja velocidad eliminando así, los prismas de esmalte sin sustento e irregularidades del margen.

Esta misma fresa se utiliza para corregir irregularidades de la pared vestibular del muñón.

Fig. 26.

Así se consigue la preparación tipo de corona periférica sobremuñón dentario para dientes

UNIVERSITY OF  
MICHIGAN  
DENTISTRY  
ANN ARBOR  
MICHIGAN

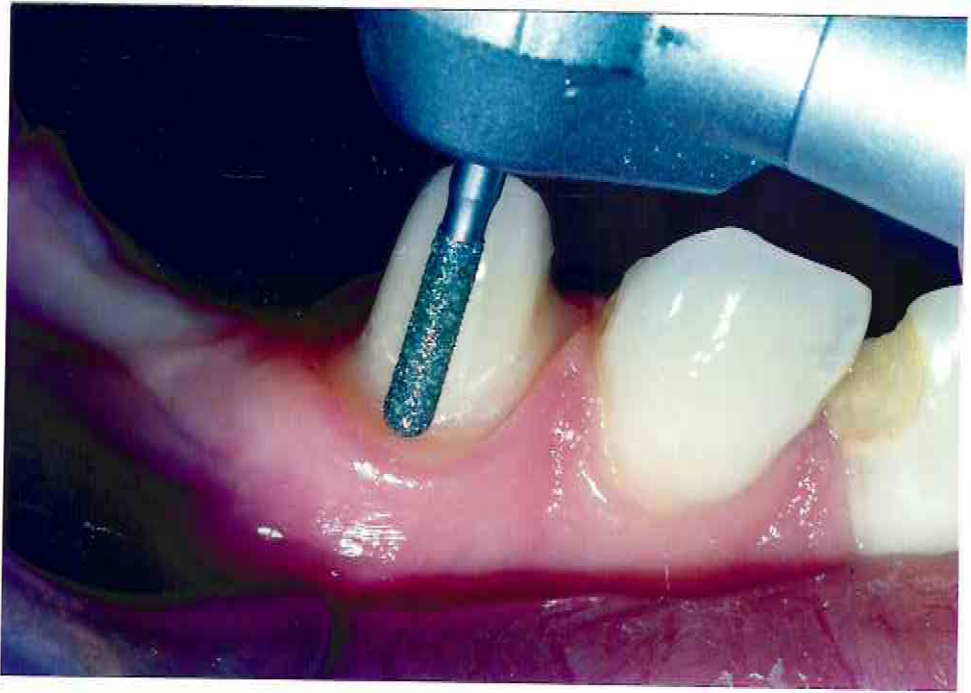


FIG. 26.



FIG. 27.



anteriores obteniéndose un escalón cóncavo de 0,5 mm. de profundidad, 1,5 mm. de ancho, que se extiende entre los puntos de contacto proximal.

(Fig. 27 - 28.)

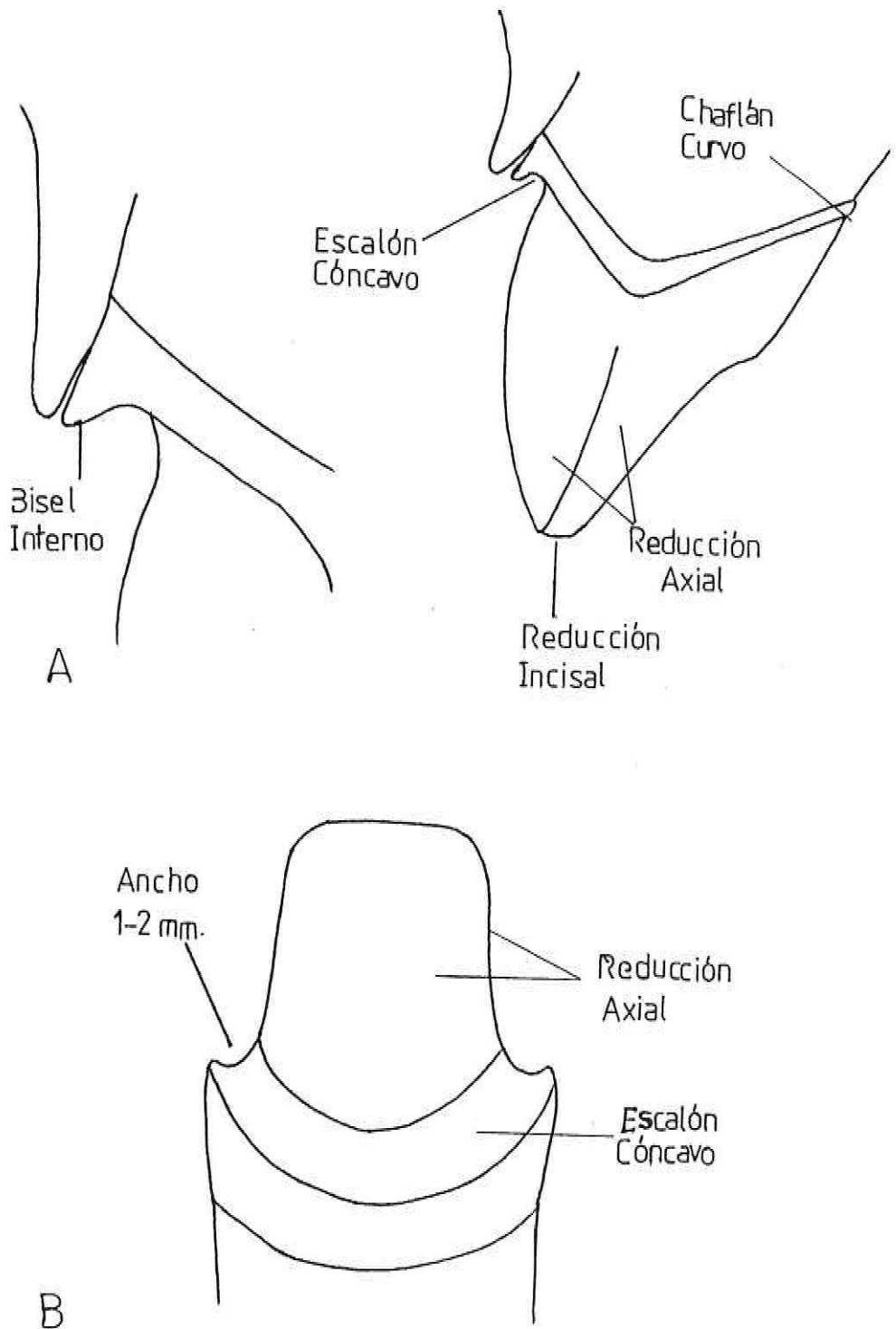


Fig. 28: A. Vista lateral diseño escalón cóncavo.

B. Vista anterior.

7.- Aspectos periodontales de las Restauraciones de Cerámica.

La estabilidad y resultado estético de las restauraciones dentales está íntimamente relacionado con la respuesta periodontal, por ello se debe considerar la fisiología del surco gingival y de los tejidos gingivales.

El trauma gingival durante la preparación dentaria y procedimientos de impresión, y la máxima estabilización entre el margen gingival y la restauración son factores que deben ser considerados.

El tratamiento periodontal debe preceder a toda restauración. En casos de inflamación gingival severa, sin necesidad de cirugía, se debe indicar al paciente técnicas de higiene oral y esperar que los tejidos se tornen resilientes y aptos para los procedimientos de impresión. Cuando la lesión periodontal requiere tratamiento quirúrgico extenso, la relación entre dientes y tejidos periodontales se resuelve a los dos o tres meses postcirugía. Esto es especialmente importante con respecto a la encía libre y la papila interdentaria; por lo tanto, debe evitarse el uso de técnicas electroquirúrgicas y procedimientos a colgajo durante la preparación dentaria o etapa de impresión.

### 7.1. Irritación Marginal en los márgenes de las restauraciones.

Actualmente se sabe que la irritación gingival es causada por toxinas bacterianas producidas por restos retenidos en las porosidades o irregularidades superficiales de las restauraciones, sin que sea necesaria la presencia de cálculos; se considera entonces que cualquier factor que favorezca la retención de placa contribuye a la irritación gingival.

Numerosos estudios señalan que existe diferencia en la retención de placa en varios materiales de restauración, sin embargo esta diferencia radica en las propiedades químicas o físicas de la restauración, microfiltración, absorción, corrosión, rugosidad, que pueden influir en la adhesividad de la placa al material ocasionando con ello una lesión periodontal.

Se ha observado que la respuesta gingival permanece igual en las restauraciones que no se extienden subgingivales, no así en las restauraciones subgingivales en las que la respuesta inflamatoria es evidente a nivel histológico y a veces clínicamente.

Es muy importante lograr superficies lisas en ambos tipos de restauraciones, siendo crítico en la supragingivales donde sería el factor más determinante de la respuesta inflamatoria.

## 7.2. Efectos morfológicos sobre el periodonto.

El resultado satisfactorio de cualquier restauración dependerá finalmente de la respuesta de los tejidos periodontales.

Existen dos factores mecánicos que pueden afectar la interfase diente restauración con la subsecuente respuesta periodontal: Contorno de la restauración y márgenes deficientes (ajuste).

En lo que se refiere al contorno tenemos dos posibilidades, el sobrecontorno y el contorno deficiente.

El primer contorno se diseñaba con el fin de proteger suavemente los tejidos marginales del trauma friccional y otorgar a la vez un masaje durante la masticación ya que se consideraba que coronas poco contorneadas facilitan la irritación de los tejidos por impactación de alimentos sobre el margen gingival libre, sin embargo numerosos estudios dieron un alto porcentaje de inflamación, colección de detritus y marcada hiperplasia asociada a sobrecontornos.

En el caso de coronas poco contorneadas se ha observado que se produce trauma gingival por la impactación de alimentos directos sobre el margen sin la amortiguación de la convexidad natural de la corona; ocasionando una inflamación crónica de los tejidos.

### 7.3. La Salud Periodontal como determinante de la Estética.

Muchas veces se indican ciertos tipos de contorno con el fin de lograr un resultado estético más favorable, pero debería preservarse o reproducirse los contornos de los dientes naturales que lógicamente están asociados con salud periodontal.

Esto ocurre por ejemplo en casos de recesión gingival donde debería reproducirse el contorno natural de la raiz, y no una forma predeterminada con abultamiento del tercio cervical de la corona.

Estas mismas consideraciones deben aplicarse para los contornos proximales. Es posible observar casos de sobrecontornos interproximales en los cuales se comprime la papila normal, resultando con frecuencia una respuesta hiperplásica asociada con irritación gingival y con una estética deficiente. Esto también ocurre en recesiones gingivales posterior a terapia periodontal, donde es común la construcción de coronas que tienden a cerrar el espacio tratando de lograr una apariencia más agradable estéticamente, sin considerar las compresiones de los tejidos y los efectos negativos sobre ellos.

Se encuentran casos en que el sobrecontorno vestibular de las coronas se produce por una

deficiente remoción de la superficie dentaria. Por lo tanto es muy importante una reducción dentaria adecuada y la construcción de la cerámica para los sucesos a corto y largo plazo en el sitio de la restauración.

Respecto a las deficiencias de los márgenes de las restauraciones, debemos considerar que cualquier factor que permita la acumulación de placa bacteriana favorecerá la inflamación gingival, así son por ejemplo la interfase entre restauración y preparación dentaria, márgenes subgingivales mal pulidos o irregulares, y la extensión subgingival de los márgenes que en caso de requerirla debería ser mínima.

#### 7.4. Ubicación del Margen.

Durante muchos años se usó el concepto de BLACK de la "extensión por prevención". Numerosas investigaciones han demostrado que la extensión subgingival de las restauraciones, aparte de ser poco eficaces en la protección de las caries, determina que se genere una respuesta inflamatoria periodontal en todos los casos observados.

Se acepta como procedimiento la mantención de los márgenes de la restauración supragingivalmente, dentro de las posibilidades.

Sin embargo, se encuentran casos en los

cuales no se puede cumplir con esta premisa debido a una serie de factores que determinan la ubicación subgingival, como son: presencia de restauraciones o caries cervicales, estética y retención.

En este caso, la invasión del espacio subgingival debería ser lo mínimo necesario (0,5 mm.), esto disminuiría la posibilidad de dañar los tejidos periodontales de soporte en forma permanente durante las maniobras de preparación dentaria, impresión, y terminación. Ciertas teorías explican la posibilidad de forzar material durante la impresión, al interior de los capilares sanguíneos que han sido alterados por la preparación electroquirúrgica de tejido blando, sin embargo hoy en día la electrocirugía como preparación de tejido para la impresión no es aceptada, pudiendo ocurrir grave alteración de tejidos blandos y duros por desencadenarse una reacción de cuerpo extraño.

#### 7.5. Aspectos periodontales en la confección de provisorios.

Los mismos cuidados deben tenerse en la fabricación de provisorios como también en coronas definitivas. Debe considerarse un provisional como una guía o modelo de la restauración final, donde es posible hacer las modificaciones de tamaño, contorno, y ubicación de márgenes, evaluando la respuesta de los tejidos.

Así también no se puede omitir que provisiona - les inadecuados pueden crear una inflamación crónica que arriesgue los resultados finales periodontales y estéticos.

#### 7.6. Cuidados Post-restauración.

Es de vital importancia que el esfuerzo restaurativo no impida mantener una buena salud periodontal no invadiendo la unión epitelial o tejido conectivo.

Cuando se ha logrado una restauración satisfactoria, no se terminan los cuidados periodontales. Se debe establecer un sistema de controles basado en las necesidades de cada paciente, en los cuales se indicarán técnicas destinadas a mantener o mejorar la higiene oral, y terapias preventivas contra las caries, como la fluoración, entre otras.

#### 7.7. Consideraciones periodontales y estéticas en la preparación con hombro cóncavo.

Actualmente una de las restauraciones más utilizadas en prótesis fija es la corona metal cerámica, sin embargo durante mucho tiempo ha existido el problema de la visualización cervical del metal que altera el resultado estético en la rehabilitación, principalmente de piezas anteriores.

Las posibles causas de este defecto estético

sería, la falta de terminación del metal en el borde cervical por mala preparación del colado, la visualización del collarete metálico en la corona metal cerámica; un espesor insuficiente de cerámica a nivel cervical que deja visible el opacador, o bien una capa de opacante que no cubra convenientemente el metal.

Una preparación correcta no sólo nos brindará seguridad biomecánica, sino que también es fundamental para lograr una restauración eficiente, desde el punto de vista periodontal.

La conservación de la salud gingival y de las estructuras periodontales se basa en el conocimiento de la fisiología y los elementos mórbidos que alteran el sistema.

La ubicación para gingival nos otorga una mejor respuesta periodontal en lo que se refiere a las etapas mismas de la preparación dentaria donde no se compromete las estructuras surculares; en la etapa de impresión dentaria donde se disminuye el riesgo de injuria por la propulsión de materiales durante la preparación de cubeta individual y la toma de impresiones definitivas.

Un aspecto importante a considerar es el resultado estético de la terminación cervical cóncava dada su ubicación paragingival. En este caso no se ve comprometida la apariencia

estética de la corona gracias al diseño mismo de la preparación que nos otorga un espacio suficiente para metal, opacante y cerámica, que siempre resulta crítico en las preparaciones clásicas.

#### IV. ETAPA EXPERIMENTAL.

En esta etapa se llevará a cabo la aplicación práctica de los principios y teorías analizadas en el capítulo anterior, empleándose para ello, una experiencia in vitro cuyo objetivo es comprobar la calidad del ajuste del colado, y dos casos clínicos destinados a evaluar el resultado estético del nuevo diseño.

Los materiales utilizados y su manipulación fueron estandarizados, para omitir cualquier error por esta causa, así también, se seleccionó un Laboratorio Dental que reuniera las condiciones necesarias para cumplir con el propósito de nuestro trabajo.

A continuación se presenta un listado de los materiales e instrumental rotatorio utilizado, y la descripción detallada de cada experiencia.

##### 1.- Listado de materiales e instrumental rotatorio.

- Cinco dientes extraídos anterosuperiores.
- Fresas y piedras; discos carborundum.  
Piedra diamante 856-016/847-016/877-010/909-040.  
Fresas carbide 282-010.
- Acrílico de autopolimerización blanco y rosado.
- Materiales de impresión; vaciado y registro:  
Silicona mediana Silone (R)  
Alginato Jeltrate (R)  
Yeso extraduro Velmix Kerr  
Yeso piedra  
Yeso Ortopédico

Cera rosada

Papel de articular bicolor

Adhesivo para silicona

- Material de cementación temporal:

Hidróxido de Calcio Dycal (R)

Temp Bond (R)

Cemento fosfato de Zinc

- Ester de cianoacrilato, Loctite (R)

- Cera para coronas Bego (Alemana).

- Aleación metálica: Rexillium III (R) (Cr-Ni) U.S.A.

- Cerámica Pencraft (R) U.S.A.

- Instrumental rotatorio para desgastar acrílico, y pulir. (discos de goma, rouge blanco)

- Laboratorio Dental "Wironit"

## 2.- Experiencia in vitro.

Se montan en troqueles de acrílico cinco dientes anterosuperiores (canino, incisivo central) previamente hidratados.

Se efectúan preparaciones para coronas periféricas con escalón cóncavo según las etapas de tallado ya descritas.

Son enviados a laboratorio para la confección, directa sobre la preparación, del patrón de cera el cual se realizó en cera para coronas Bego (R) Alemana. El investimento se mezcla al vacío en la máquina Vacumm Whip-mix (U.S.A.). Luego del proceso de fraguado (dos horas), vino el proceso de descerado que fue realizado en horno programable Eltherm Bego

(Alemania), al cual se le ajustaron los controles para que mantuviera el quemado de la cera por 45 minutos a una temperatura de 300 grados y que llegara a una temperatura final de 900 grados, manteniéndola por 30 minutos.

Se realizó el colado por inducción en una máquina Fornax 35E Bego (Alemania), se dejó enfriar el caso a temperatura ambiental, se desmufló y terminó su limpieza con un chorro de malla de cuarzo en una arenadora Bego, después de esto se calzó y calibró los metales.

Una vez recibidos los colados; se fijaron a las preparaciones con Loctite<sup>(R)</sup>; y se efectúan 2 cortes longitudinales, uno sagital y otro parasagital, con discos de de carburundum. (Fig. 29-30)

Se observó cada sección con una lupa estereoscópica a 6 y 12 aumentos con el objeto de evaluar el ajuste marginal de cada colado en dos zonas de la preparación. (Fig. 31-32)



FIG. 29: Colados metálicos sobre las cinco preparaciones dentarias.

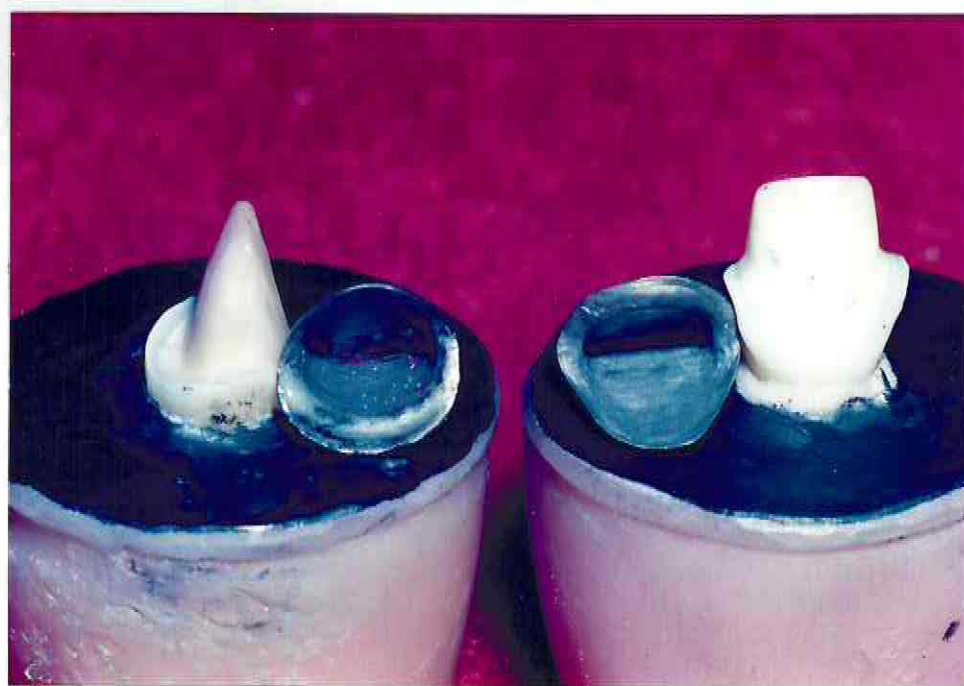


FIG. 30: Vista lateral y anterior de la nueva preparación con su respectivo colado.

Obsérvese la reproducción del escalón en metal.



FIG. 31: Corte sagital y parasagital (12X).



FIG. 32: Corte Parasagital (6X)

3.- CASOS CLINICOS.

## CASO CLINICO No. 1.

Paciente: Sexo femenino, 26 años de edad, biotipo atlético.

Terreno biológico: Ausencia de piezas dentarias 4 y 5, con mesialización de la pieza 3 que cierra la brecha.

Tratamiento propuesto: Prótesis Fija Plural, metal cerámica. Usando la pieza 3 y 6 como inserciones para un solo intermedio, suficiente para cerrar la brecha.

Etapas de tratamiento:

- Preparación diente 3 con escalón en  $120^{\circ}$  abarcando todo el perímetro.
- Preparación diente 6, con hombro cóncavo.  
(Figura 33-34)
- Impresión definitiva con cubeta individual, usando silicona mediana.

Se retira con una impresión general de alginate. Impresión del antagonista.

- Obtención del modelo de trabajo y antagonista, ambos en yeso extraduro.
- Registro de la oclusión, en cera.
- Envío a laboratorio, para confección de colado, en Aleación Cromo-Níquel.



FIG. 33: Preparaciones dentarias. Obsérvese muñón metálico escalón cóncavo.

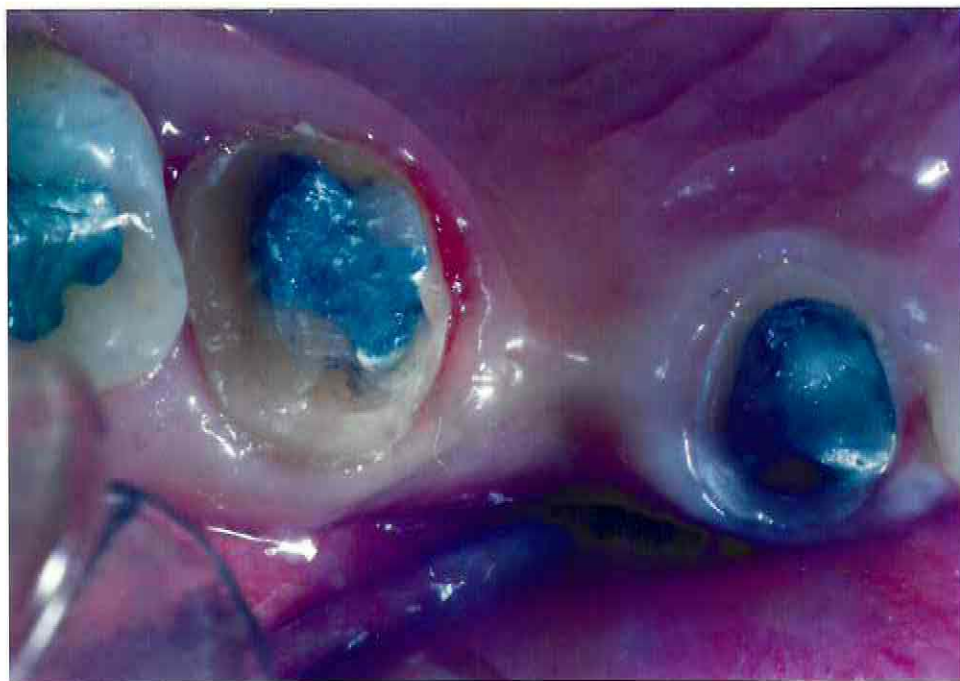


FIG. 34: Vista oclusal de las preparaciones. Obsérvese la amplitud del escalón en diente 6.

- Prueba de colado en boca: calidad, estabilidad, ajuste, estética y oclusión.
- Selección de color, con muestrario de cerámica Vita (R).
- En laboratorio, el colado se peinó con fresa de diamante y piedras de óxido de aluminio, luego se dió un arenado de óxido de aluminio Alox 250 Bego de 60 libras de presión en un aparato Jelenko Jelblast (U.S.A.), a continuación se lava en una máquina Ultrasonido Sonorex y se somete a desgasificado para la formación de la capa de óxido.

Se procede a colocarle el opacante y cerámica correspondientes. Se ocupó el horno computarizado MULTIMAC Mc Densplay (U.S.A.).

- De vuelta de laboratorio tenemos la cerámica con el color seleccionado: se prueba color, ajusta la oclusión y caracteriza.
- Se envía a terminación y glaseado.  
(Figura 35-36-37).

#### Observaciones:

- El hombro de la pieza 6 fue reconstituído en metal.
- Al efectuar la preparación de la pieza 6, se crea la necesidad de desvitalizar y confeccionar un muñón metálico.

#### Resultado:

Obtenemos un aparato protésico metal cerámico con hombro metálico.



FIG. 35: Aparatología terminada.

Obsérvese escalón cóncavo totalmente reproducido en metal.



FIG. 36: Prueba en boca.

Obsérvese límite paragingival.

dentista de apellido...

...



FIG. 37: Vista general de la aparatología en boca.

Se instala la aparatología en forma temporal por 7 días, con Temp-Bond. (Fig. 38)



FIG. 38: Instalación provisional.

CASO CLINICO No. 2:

Paciente: Sexo masculino, 28 años de edad, biotipo atlético.

Terreno Biológico: Ausencia de piezas dentarias 12 y 13.

Tratamiento propuesto: Prótesis Fija Plural metal cerámica. Usando la pieza 11 y 14 como inserciones, con dos intermediarios.

Etapas de tratamiento:

- Preparación diente 14 con escalón en  $120^{\circ}$  abarcando todo el perímetro.
- Preparación diente 11 con hombro cóncavo. (Fig. 39)

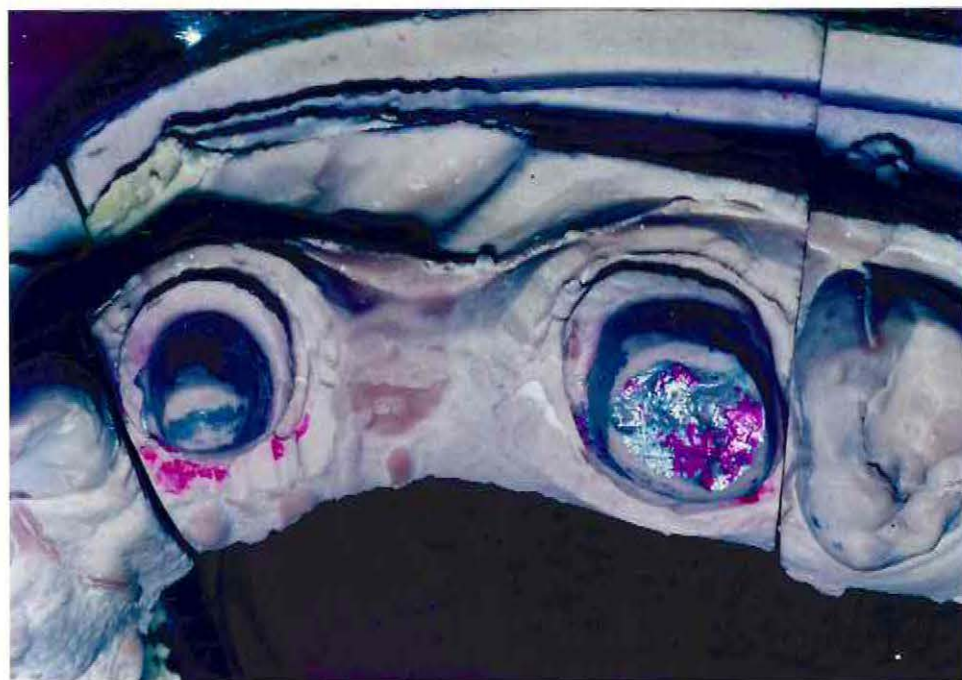


FIG. 39: Modelo de trabajo.

- Las etapas siguientes de impresión y modelo, confección de colado y porcelana no varían del caso anterior por lo que no serán detalladas nuevamente. (Fig. 40-41-42-43-

44-45)



FIG. 40: Colado Metálico en Cromo Níquel.



FIG. 41: Colado Metálico sobre las preparaciones.



FIG. 42: Colado Metálico en boca.



FIG. 43: Aparatología fija Plural terminada.  
Obsérvese el hombro cerámico vestibular en canino.



FIG. 44: Prueba de la aparatología.



FIG. 45: Vista general, con la prueba de aparatología.

Observaciones:

Este caso clínico presentó algunas dificultades durante la prueba de colado, donde se recibió un colado sin la reproducción de la concavidad del hombro, se procedió a desgastar hasta lograr la profundidad necesaria. Se envió a laboratorio para la etapa de porcelana. Se prueba en boca, observándose un desajuste vestibular que no existía en la prueba de colado. Este desajuste se explicó por un deficiente calibrado del metal a nivel del hombro, quedando tan delgado que la contracción, durante la colocación de la porcelana, fue mayor que lo esperado.

Se decidió repetir la etapa de porcelana, eliminando parte del hombro metálico para la confección, en laboratorio, de un hombro mixto metal cerámico.

Resultado:

Obtenemos un aparato protésico metal cerámico, con hombro mixto, metalcerámico.

Se instala la aparatología en forma temporal por 7 días, con Temp-Bond. (Fig. 46)

Instalación definitiva:

A los siete días de la instalación temporal se realiza la instalación definitiva de ambas aparatologías. Una vez, examinada la integridad de los aparatos y del terreno biológico receptor; se limpian con alcohol los restos de cemento temporal, se seca bien; las preparaciones dentarias se lavan con agua y se secan en forma



FIG. 46: Instalación provisional.

prolija.

Para cementar se usó cemento fosfato de zinc en consistencia de pelo, colocado en los dos tercios cervicales de cada corona.

Una vez fraguado el cemento se procedió a eliminar todo resto de cemento de los márgenes, e inter - mediarios con hilo dental.

Se cita a los pacientes para un control a los 15 días post-instalación. (Fig. 47)



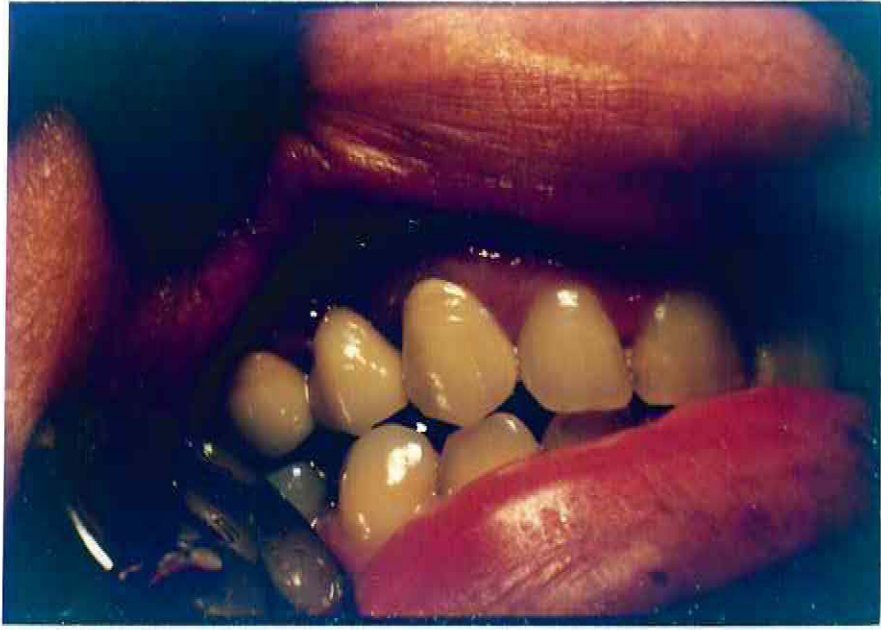


FIG. 47: Instalación definitiva.  
Dos semanas después de usarla  
provisionalmente.  
A. Caso clínico 1.  
B. Caso clínico 2.



## V. DISCUSION

En el presente trabajo intentamos mejorar mediante tratamientos en pacientes y experiencias in vitro, fundamentalmente dos parámetros, críticos en las restauraciones de prostodoncia fija:

Ajuste y estética:

### 1. Casos clínicos.

Al realizar coronas en pacientes, se experimentaron distintos resultados positivos que reafirman el uso de la técnica con escalón cervical cóncavo.

En la fase de tallado de la preparación, se observó que la terminación, al estar alejada del surco gingival, las piedras diamantadas, y las fresas de terminación no dañaban la encía marginal evitando lo que es habitual en el tallado de una terminación subgingival.

Una vez terminada la preparación se observaron mejorías fundamentales en el ajuste de los aparatos provisionales; estos confeccionados en un modelo de yeso ortopédico y rebasados en boca, reproducían el escalón totalmente en acrílico, así, la irritación marginal por factores físicos, bacterianos y químicos, se vió disminuído, manteniendo la encía marginal sana durante todo el tratamiento.

Semejantes resultados, de menor iatrogenia

sobre la gíngiva se observó en las etapas posteriores de impresión. Generalmente se hace necesario el uso de retractores gingivales (hilo retractor, sustancias astringentes), lo que no ocurre con la terminación cóncava por ser de ubicación paragingival. Desde otro punto de vista, el acrílico o la silicona no fueron impulsados al interior del crévice disminuyendo la posibilidad de dañar esta estructura, como puede ocurrir en terminaciones subgingivales.

En los tratamientos realizados se observó que la terminación cervical cóncava permitía obtener una estética favorable a pesar de ser restauraciones supragingivales. Sin duda que una terminación distinta a ésta, que fuera paragingival o supragingival, produciría un efecto antiestético, por exposición del metal u opacante, dejando una franja de terminación y no una línea de terminación cervical como se obtuvo en los tratamientos efectuados.

De estas observaciones se deriva entonces, que esta preparación cervical nos permite entregar un espesor cerámico, de opacante y metálico, de acuerdo con los principios de estructura triangular, que se relacionan fundamentalmente con una estética aceptable y resistencia de la restauración.

Sin embargo, hubo complicaciones durante la realización de los tratamientos, errores clínicos y de laboratorio, seguramente ocasionados por falta de experiencia con esta terminación. Estas

complicaciones fueron corregidos ejecutando la fase correspondiente y repitiendo la técnica.

Dentro de las fallas que se observaron están los márgenes metálicos reproducidos más allá de los límites precisados, y la falta de reproducción, en metal, del escalón cervical. Además, se produjo un desajuste cervicovestibular debido a un excesivo desgaste, al intentar reproducir la curvatura del escalón en la cofia. Una vez efectuado el primer bizcochado de la cerámica debido a su contracción (30%) de cristalización, arrastró el escalón metálico desgastado separándolo del margen. Por este motivo se necesitó fijar espesores mínimos de metal que alcanzaban a 0.5 mm. en Cromo Níquel, y que dejaban ausente la posibilidad de desajuste del margen de la restauración.

Otro resultado obtenido, deriva de la utilización de hombro cerámico en vez de hombro ceramometálico. Al usar hombro cerámico obtuvimos un ajuste cervical muy semejante al metálico; pero se le sumó a esto, una variación estética, ya que el ángulo de terminación nos permitió ubicar un hombro cervical de cerámica grueso (1 mm.), con mayor homogeneidad, transparencia y naturalidad de la cerámica, evitando la aparición, aunque sea mínima, de una línea de terminación oscura del metal o clara del opacante.

Quedará abierto el camino para posteriores

estudios, que utilicen hombro cerámico solamente, o estudios comparativos de ceramo-metal, y cerámico, con un número mayor de casos con escalón cóncavo, para, tener resultados que sean de mayor confiabilidad para comparar.

Es importante mencionar que esta terminación cervical, no fue analizada bajo cargas compresivas ni fuerzas traccionales, lo que deja una duda, que a nuestro entender es fundamental, y que se refiere a la permanencia, a través del tiempo, del ángulo cavo superficial de la curvatura del escalón; según datos teóricos, no debería existir riesgo de fractura por la inclinación de los prismas de esmalte de la zona cervical, ya que estos coinciden con la angulación de  $30^{\circ}$  tallada en la preparación.

## 2. Pruebas in vitro.

En las pruebas realizadas in vitro, se observó que el escalón no era reproducido totalmente en metal, presentando además una prolongación metálica marginal que fue necesario eliminar en los tratamientos in vivo producto de un defecto de técnica de laboratorio.

La adaptación del metal a la preparación es buena, tanto en los cortes centrales, como laterales, sin embargo, se observó que los defectos de ajuste estaban ubicados a nivel del punto más profundo del escalón, producto de una deficiente reproducción del patrón o de la contracción del metal al formar este

la fase metálica. (Fig. 48-49)



FIG. 48: Corte Sagital a 9 aumentos (6X).  
Obsérvese la prolongación metálica del escalón más allá del límite marginal del ángulo cavo superficial, fue necesario desgastarla en los casos clínicos.



FIG. 49: Corte sagital a 18 aumentos (12X).

Nótese la falta de aprovechamiento de la curvatura del escalón, en metal. Se observa que el menor ajuste se ubica en la mayor profundidad del escalón, y que el mayor ajuste se encuentra en el ángulo cavo superficial de él.

Al hablar de buen ajuste de los límites a obtener adaptación dentro de los límites establecidos (máximo espesor de cemento es 40 micrones).

Si pudieramos hacer comparación entre la terminación metálica en un escalón biselado con la del escalón cóncavo, teóricamente el escalón biselado podría presentar mayor desajuste, lo que sería muy difícil de medir clínicamente por la ubicación subgingival de esta.

Esto no ocurre en la terminación cóncava ya que es paragingival.

El desajuste observado en la terminación cóncava no afectaría mayormente el pronóstico de la restauración ya que, este se verá compensado con el relleno de cemento al instalarla. El ajuste máximo se obtuvo en la zona que corresponde al ángulo crítico del escalón, favoreciendo el pronóstico. Sin embargo, si hicieramos un análisis de fuerzas se vería que el metal efectuaría cargas mayores en el ángulo que en el espesor del escalón, lo que podría ocasionar fractura del margen y fracaso de la restauración. Es importante entonces, recalcar que el desajuste es producto principalmente de fallas en las etapas de laboratorio: confección de patrón de cera y contracción de colado.

VI. CONCLUSIONES

- 1.- Para confeccionar preparaciones con hombro cóncavo es primordial: evaluar la pieza dentaria en cuanto a tejido disponible para el tallado, contar con instrumental rotatorio específico, un operador diestro por el poco margen de corrección que permite la preparación, una vez realizado los desgastes.
- 2.- Se necesita técnicas de laboratorio depuradas.
- 3.- El ajuste logrado está dentro del rango aceptado (40 micrones)
- 4.- Los resultados estéticos son favorables, obteniéndose una línea de terminación, sin transparencia del metal ni del opacante a nivel marginal.

VII. BIBLIOGRAFIA

- ANDERSON; MC CABE                    Materiales de Aplicación Dental.  
Ed. Salvat. 1988  
Cap. 8.
- CRISPIN; SEGHI                        Esthetic Mouth Preparation for  
Ceramic Restoration.  
Dental Clinics of North America.  
Vol. 29, No. 4.  
Octubre 1985.  
Pág. 673 - 692.
- FUSAYAMA T.                            Irritación gingival en los mar-  
genes de las restauraciones  
Quintessence (Ed. Española).  
Vol. 2, No. 1.  
1989.  
Pág. 56 - 63.
- HAAS Y COL.                            Comparación entre el ajuste mar-  
ginal de las coronas cerámicas  
fabricadas con metal y sin me-  
tal.  
Quintessence (Ed. Española)  
Vol. 2, No. 1.  
1989.  
Pág. 7 - 24.

- KUWATA M.

Tecnología en metal cerámica.  
Ed. Actualidades Odontológicas.  
Latinoamérica C.A.

1988.

Vol. 2 - 3.

Pág. 233 - 254.

Pág. 286 - 291.

- MC LEAN Y COL.

Cerámica de alta resistencia.  
Quintessence (Ed. Española)

Vol. 1, No. 2.

1988.

Pág. 20 - 31.

- O'BRIEN-RYGE.

Materiales dentales y su selección.

Ed. Médica Panamericana.

1980.

Cap. 14 - 15 - 19 - 23

- OMAR R.

Scanning Electron Microscopy  
of the marginal fit of ceramo-  
metal Restorations with facia-  
lly butted porcelain margins.

JPD.

Vol. 58, No. 1.

July 1987.

Pág. 13 - 19.

- ORKIN, REDDY Y BRADSHAW. The relation-ship of the position of crown margins to gingival health.  
JPD.  
Vol. 57, No. 4.  
April 1987.  
Pág. 421 - 424.
- PANNO F., VAHIDI F.,  
GULKER Y GHALILI K. Evaluation of the 45 - degree labial bevel with a shoulder preparation.  
JPD.  
Vol. 56, No. 6.  
December 1986.  
Pág. 655 - 661.
- PERALTA, NEGRETE, URQUETA. Soluciones Estéticas de las coronas periféricas, en relación a la terminación cervical. Revista de la Sociedad de Prótesis Estomatológica. Santiago de Chile.  
Vol. 5, No. 1.  
1989.  
Pág. 45 - 49.

- SHELDON S. Sugerencias para coronas estéticas de ceramometal.  
Compendio de Educación continua en Odontología.  
Ed. Española.  
Vol. 4, No. 3.  
Marzo 1988.
- SHILLINGBURG H. HOBBS S. Fundamentos de Protopodoncia Fija.  
Quintessence Publishing Co.  
1981.  
Cap. 3 - 5 - 17.
- SHILLINGBURG JACOBI, BRACKETT. Fundamentals of Tooth Preparations for cast metal Porcelain Restorations.  
Quintessence Publishing Co.  
1987.  
Cap. 1 - 2 - 3 - 13 - 15.
- SMITH B. Planificación de coronas y puentes.  
Ed. Salvat  
Pág. 15.



- WANSERSKI D., SOBCZAK K., MONACO J., MC GIVNEY G.

An analysis of margin of margin  
adaptation of all-porcelain fa-  
cial margin ceramometal crowns.  
JPD.

Vol. 56, No. 3.

September 1986.

Pág. 289 - 292.

- WUNDERLICH Y LAFFESSE. Periodontal Aspects of Porce -  
lain Restorations.  
Dental Clinics of North America  
Vol. 29, No. 4.  
Octubre 1985  
Pág. 693 - 703.