



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS
INCRUSTACIONES FUNCIONALES VITROCERÁMICAS
ELABORADAS MEDIANTE SISTEMA DE INYECCIÓN”**

TESISTA:

OD. CLAUDIO A. A. IBÁÑEZ

DIRECTOR:

PROF. DR. JUAN CARLOS IBÁÑEZ

CÓRDOBA, 1999



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**Análisis de la resistencia a la fractura de las
incrustaciones funcionales vitrocerámicas elaboradas
mediante sistema de inyección**

**Trabajo de Tesis para optar al título
de Doctor en Odontología**

Odontólogo
Claudio A.A. Ibáñez

T
D23
Ib1
ej-2
8251

Córdoba, junio de 1999



Director de Tesis

Prof. Dr. Juan Carlos Ibáñez

DEDICATORIAS

A mi esposa Paulina.

A mis hijos Juan Ignacio y María Florencia.

A mis padres.

A la Virgen del Rosario de San Nicolás, por su protección.

CERTIFICACIONES



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA

CERTIFICO que el Od. Claudio A.A. Ibañez ha realizado las preparaciones y tallados cavitarios correspondientes a su trabajo de tesis doctoral en la Cátedra de Prostodoncia IV "A" de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Córdoba.
A todos los efectos se expide la presente.

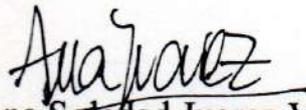
Cba, 18 de Abril de 1999.



Prof. Dr. E. FERNANDEZ BODEREAU (H)
PROFESOR TITULAR
PROSTODONCIA IV "A"

Cba, 10 de Setiembre de 1998

Por la presente certifico que la planimetria del adaptador de cargas de la Tesis Doctoral del Od. Claudio Ibañez ha sido realizada por mi.
A pedido del interesado se expide la presente para ser presentado ante quien corresponda.



Ana Soledad Juarez Villanueva

D.I. (Diseñadora Industrial)



INFORME

Solicitante: **IBAÑEZ CLAUDIO**

Domicilio: Rosario de Santa Fe 236
 C.P. 5000 Localidad Córdoba - Pcia. Córdoba

N° O.T.: 40379

Informe Único
 Fecha: 21/04/99
 Pagina 1 de 3

Objetivo de la O.T.: ENSAYO DE COMPRESIÓN

Elementos recibidos: Ciento veintidós muestras cerámicas dentarias.

Resultados obtenidos:

IDENTIFICACION DE LA MUESTRA	PROBETA N°	CARGA MÁXIMA (daN)
Serie 1 Grupo 1 A	1	350,6
	2	141,2
	3	411,9
	4	392,3
	5	225,6
	6	411,9
	7	75,5
	8	52
	9	284,4
	10	409,4
	11	274,6
	12	176,5

IDENTIFICACION DE LA MUESTRA	PROBETA N°	CARGA MÁXIMA (daN)
Serie 2 Grupo 2 A	1	274,6
	2	228
	3	416,8
	4	372,7
	5	269,7
	6	164,7
	7	156,9
	8	416,8
	9	372,7
	10	411,9


 Ing. JUAN A. NORDIO


 Ing. HECTOR HUGO PESCI
 COORDINADOR DE UNIDAD TÉCNICA
 Laboratorios de Metrología y Ensayos

Los resultados se refieren solo a los elementos recibidos sometidos a evaluación.
 No asume el GEMCOR-CIMO responsabilidad alguna por el uso indebido o incorrecto que se hiciera de este informe.

Av. Sanabria 1571 - C.C. 801 - (5000) Córdoba (Argentina) - Tel. 51 - 051 - 33116 684835 632114 - Fax 051 - 681021

IDENTIFICACION DE LA MUESTRA	PROBETA N°	CARGA MAXIMA (daN)
Serie 3 Grupo 1 B	1	299,1
	2	409,4
	3	264,8
	4	328,5
	5	196,1
	6	164,7
	7	210,8
	8	225,6
	9	424,1
	10	147,1
Serie 5 Grupo 1 C	1	294,2
	2	213,3
	3	343,2
	4	348,1
	5	416,8
	6	225,6
	7	225,6
	8	318,7
	9	70,6
	10	58,8
Serie 7 Grupo 1 A	1	174,6
	2	230,5
	3	182,4
	4	338,3
	5	82,9
	6	188,3
	7	127,5
	8	269,7
	9	156,9
	10	160,8

IDENTIFICACION DE LA MUESTRA	PROBETA N°	CARGA MAXIMA (daN)
Serie 4 Grupo 2 B	1	257,4
	2	242,7
	3	137,3
	4	380
	5	416,8
	6	367,7
	7	392,3
	8	318,7
	9	304
	10	205,9
Serie 6 Grupo 2 C	1	245,2
	2	411,9
	3	416,8
	4	411,9
	5	321,2
	6	299,1
	7	370,2
	8	399,6
	9	299,1
	10	210,8
Serie 8 Grupo 2 A	1	160,8
	2	166,7
	3	141,2
	4	215,7
	5	242,7
	6	111,8
	7	250,1
	8	93,2
	9	247,6
	10	225,6



JUAN A. NORDIO



ING. HECTOR HUGO PESCI
COORDINADOR DE UNIDAD TECNICA

IDENTIFICACION DE LA MUESTRA	PROBETA N°	CARGA MAXIMA (daN)
Serie 9 Grupo 1 B	1	178,5
	2	213,3
	3	168,7
	4	257,4
	5	210,8
	6	235,4
	7	269,7
	8	252,5
	9	205,9
	10	240,3
Serie 11 Grupo 1 C	1	176,5
	2	519,8
	3	247,6
	4	304
	5	67,2
	6	357,9
	7	167,7
	8	223,1
	9	259,9
	10	407

IDENTIFICACION DE LA MUESTRA	PROBETA N°	CARGA MAXIMA (daN)
Serie 10 Grupo 2 B	1	242,7
	2	262,3
	3	208,4
	4	318,7
	5	228
	6	353
	7	250,1
	8	205,9
	9	188,3
	10	441,3
Serie 12 Grupo 2 C	1	186,3
	2	520,3
	3	259,9
	4	436,4
	5	289,3
	6	129,4
	7	294,2
	8	407
	9	205,9
	10	264,8



JUAN A. NORDIO



ING. HECTOR HUGO PESCI
COORDINADOR DE UNIDAD TECNICA
Laboratorios de Metrología y Ensayos

ÍNDICE DE CONTENIDO

	<i>página</i>
I. Introducción	13
I-A. Objetivos	15
II. Revisión Bibliográfica.....	16
II-A. Generalidades.....	16
II-B. Materiales y agentes cementantes	16
II-C. Preparaciones cavitarias.....	21
II-D. Confección de IFCI	21
III. Materiales y Métodos	34
III-A. Selección de los elementos dentarios	34
III-B. Preparaciones cavitarias.....	34
III-C. Confección de los modelos de trabajo	36
III-D. Obtención de la superficie antagónica	42
III-E. Elaboración de las IFCI (Encerado, Inyección, etc.).....	48
III-F. Técnica de cementado.....	58
III-G. Evaluación de la resistencia a la fractura.....	61
III-H. Diseño experimental y análisis estadístico	67
IV. Resultados.....	68
VI-A. Resistencia a la fractura	68
VI-B. Observación del tipo de fracturas	71
V. Discusión	73
VI. Conclusiones.....	76
VII. Resumen	77
VIII. Summary	78
IX. Bibliografía.....	79

INDICE DE FIGURAS

- Figura 1. Avío "IPS-EMPRESS" (Ivoclar).
- Figura 2: Avío "OPC" (Jenneric/Pentron).
- Figura 3: Pastillas o "pellets" cerámicos y su envase.
- Figura 4: Líquido, revestimientos.
- Figura 5: Formadores de crisol, formadores de aros.
- Figura 6: Émbolo cerámico y posicionador de émbolos.
- Figura 7: Muestrario de colores.
- Figura 8: Horno de inyección "sistema OPC".
- Figura 9: Horno de inyección "sistema IPS-EMPRESS".
- Figura 10: Modelo de yeso troquelado y delimitado.
- Figura 11: Encerado y bebedero colocado.
- Figura 12: Se observan la posición, forma y distribución de bebederos.
- Figura 13: Esquema gráfico con las medidas y angulaciones de bebederos.
- Figura 14: Preparación investida.
- Figura 15: Tabla con proporciones polvo/líquido.
- Figura 16: Tabla de valores de trepada, tiempo de calentamiento y mantenimiento.
- Figura 17: Aro llevado al horno de inyección con émbolo colocado y las pastillas en su interior.
- Figura 18: "Botón" cerámico con la restauración ya inyectada.
- Figura 19: Cerámica para modificar la restauración ya inyectada.
- Figura 20: Restauración glaseada.
- Figura 21: Tallado original sobre primer molar.
- Figura 22: Tallado cavitario grupo I.
- Figura 23: Tallado cavitario grupo II.
- Figura 24: Material de réplica a base de polivinyl siloxano.
- Figura 25: Patrón de resina acrílica del grupo I.
- Figura 26: Patrón de resina acrílica del grupo II.
- Figura 27: Foto comparativa de grupo I y II (vista cara proximal).
- Figura 28: Resina acrílica grupo I, vista oclusal.
- Figura 29: Resina acrílica grupo II, vista oclusal.
- Figura 30: Metal a utilizar para el colado de troqueles.
- Figura 31: Troquel colado y arenado.
- Figura 32: Troqueles metálicos separados en grupos.
- Figura 33: Cera a utilizar.
- Figura 34: Vista del antagonista metálico.
- Figura 35: Articulador Gnatus con base y antagonistas montados.
- Figura 36: Antagonista ya montado en la platina.
- Figura 37: Base acrílica conteniendo un troquel metálico ya montada en la platina del articulador.
- Figura 38: Vista de las dos superficies para crear los patrones de cera.
- Figura 39: El sistema ya montado y funcionando.
- Figura 40: Otra vista del sistema funcionando.
- Figura 41: Una muestra de cómo se conforma la incrustación en este sistema.
- Figura 42: Encerado finalizado. Vista externa.

- Figura 44: Calibre para medir espesor del patrón cera.
- Figura 45: Calibre para medir espesor del patrón cera.
- Figura 46: Puntos de medición de espesores en cara oclusal.
- Figura 47: Puntos de medición de espesores en cara libre.
- Figura 48: Puntos de medición de espesores en cara proximal.
- Figura 49: Medición de patrón de cera en cara oclusal con calibre.
- Figura 50: Medición de patrón de cera en cara libre.
- Figura 51: Medición de patrón de cera en cara proximal.
- Figura 52: Tres patrones de cera listos para incluir.
- Figura 53: Los patrones de cera montados en los formadores de crisol.
- Figura 54: Observación de adaptación de las piezas cerámicas (visualización ocular).
- Figura 55: Observación de adaptación de las piezas cerámicas (visualización ocular).
- Figura 56: Microfotografía óptica 2x, de la adaptación de una incrustación funcional cerámica inyectada, a nivel de la caja proximal y tubérculo cuspídeo.
- Figura 57: Palpador de espesores de alta resolución.
- Figura 58: Palpador de espesores midiendo una superficie oclusal de incrustación, grupo I.c.
- Figura 59: Palpador de espesores midiendo una superficie oclusal de incrustación, grupo I.C, en mayor aproximación.
- Figura 60: Medición de cara libre (2x).
- Figura 61: Piezas cerámicas en proceso de glaseado.
- Figura 62: Avío agente cementante "Variolink".
- Figura 63: Procedimiento de acondicionado y cementado sugerido por el fabricante.
- Figura 64: Avío agente de enlace "Bond 1".
- Figura 65: Graficador de la máquina universal de ensayos.
- Figura 66: Adaptador para las cargas.
- Figura 67: Receptáculo superior.
- Figura 68: Adaptador colado.
- Figura 69: Adaptador colado, colocado en receptáculo inferior.
- Figura 70: Figura esquemática del adaptador de cargas.
- Figura 71: Corte esquemático que muestra la fijación del troquel, con la incrustación y el antagonista estandarizado.
- Figura 72: Tabla I. Valores medios y desviaciones estándar para la carga máxima (daN) que soportó la cerámica antes de fracturarse, según marca comercial, grupo de tallado y espesor.
- Figura 73: Tabla II. Análisis de la varianza.
- Figura 74: Representación gráfica estadística de la resistencia a la fractura (valores medios + error estándar), según producto comercial.
- Figura 75: Box-Plot de la carga, según marca comercial.
- Figura 76: Perfiles medios de carga según espesor del material y marca comercial.
- Figura 77: Box-Plot para la carga, según tipo de tallado.
- Figura 78: Representación gráfica de la resistencia a la fractura (valores medios + error estándar), según tipo de tallado cavitario.
- Figura 79: Vista oclusal de fractura (1x).
- Figura 80: Vista oclusal de fractura (2x).
- Figura 81: Vista vestibular de fractura (2x).

I. INTRODUCCIÓN

La rehabilitación protética coronaria constituye hoy un desafío en el que las principales características buscadas son la resistencia mecánica, la durabilidad y la biocompatibilidad, y esta búsqueda ha sido una constante en la historia.

Además, en nuestros días, nos enfrentamos a dos nuevos hechos: por un lado la "estética" ha sido, paradójicamente, reemplazada por la "excelencia estética" como sinónimo de perfección natural y, por otro lado, los avances tecnológicos han abierto un abanico de nuevos materiales, con nuevos sistemas y variantes dentro de un mismo material, que mejoran sus cualidades físicas.

La combinación de estos sucesos modifica parámetros que se creían inamovibles, es decir las cerámicas ya no son lo que eran y la valoración estética tampoco.

Los nuevos cementos y sistemas adhesivos, han creado una verdadera integración "material restaurador-estructura dentaria" antes inexistente, con reducción de la interfase y microfiltración.

Los cambios tecnológicos modifican, invariablemente, el curso del avance de las ciencias. La odontología restauradora no ha quedado al margen de ello. Por esto, conceptos considerados "tradicionales" dentro de una especialidad, caen en desuso a lo largo de pocos años o incluso meses.

En la actualidad, las restauraciones coronarias protéticas comprenden tres grandes grupos que incluyen: coronas, incrustaciones y frentes laminares o carillas.

Tanto las coronas como las incrustaciones son entidades "tradicionales" en la bibliografía protética, no así los frentes laminares o carillas incorporadas en los últimos años al bagaje protético de nuestra profesión⁽⁶⁴⁾.

Pero cada una de estas restauraciones ha ido evolucionando en el tiempo. Y esta evolución ha transformado a cada una de ellas, en entidades que forman parte de un "sistema protético". Esta definición requiere de la siguiente explicación. Todo tipo de restauración protética ha sufrido una evolución desde su origen. Las coronas fueron originalmente, simples "fundas" que brindaban protección al elemento dentario; constituidas en materiales sencillos y nobles, se estampaban con procedimientos mecánicos rudimentarios, pero terminaban por conformar una restauración protética coronaria capaz de cumplir acabadamente su función de protección. La precariedad en los cementos, aunque virtuosos para ese momento, limitaba sus aplicaciones. Con el tiempo se fueron desarrollando conceptos físicos para mejorar su inserción, retención, soporte, etcétera. Se comprendieron los beneficios del desgaste como protección del elemento dentario, todo esto mediante ingeniosos sistemas de comprobación físico-mecánica capaces de validar las aseveraciones de los más osados en los desgastes, y tirar por tierra las dudas de los conservadores. La reducción total adamantina, el hombro, el bisel de cierre, la convergencia a oclusal, etcétera, fueron conceptos incorporados con el tiempo a las convicciones de cualquier protesista. Junto a todo esto, la estética pasó a ser un hecho de igual importancia a las unidades funcionales de las coronas. El acrílico y las cerámicas dieron el primer paso para obtener naturalidad estética en las coronas ceramo-metálicas y metalo-plásticas; y estas estuvieron incorporadas ya desde los albores de la evolución de las coronas. Actualmente, la tecnología en agentes cementantes, sistemas de grabado de estructuras den-



tarias y cerámicas, la fotopolimerización, la adhesión, las resinas compuestas y todo conocimiento histo-químico novedoso y de materiales, ha transformado aquellas simples prótesis coronarias o coronas en verdaderos "sistemas protésicos", ya que para su correcta realización debemos hacer confluír todos estos elementos en un solo hecho protético. Por lo tanto, nombrarlos como prótesis coronaria o coronas limita el verdadero entendimiento de la conjunción de elementos que se utilizan para su realización. Esto es válido también para las incrustaciones.

Las incrustaciones acompañaron la evolución de las coronas en pasos similares, pero la gran diferencia radicó en que durante muchísimo más tiempo (prácticamente hasta estos últimos años), las incrustaciones y la estética no estuvieron de la mano. Evolucionó todo aquello referente a la mecánica y física protética; los tallados cavitarios, el desgaste, los espesores, los medios de retención (creándose principales y accesorios) conformaron un abanico importante a la hora de las clasificaciones de las incrustaciones, pero todo esto sobre un metal. Los intentos de transformarlas en un hecho estético fallaron ante la incapacidad de los materiales de resistir la acción de los líquidos bucales y las fuerzas oclusales (acrílicos y cerámicas). Por lo tanto, las incrustaciones continuaron siendo por mucho tiempo, antónimos de estética.

La reciente incorporación de partículas de extrema dureza (óxido de aluminio) en la estructura química de las cerámicas, transformándolas en verdaderas vitrocerámicas, permitió que con cerámicas de alto contenido de alúminas (ej.: Optec Jenneric-Pentron Inc. Wallingford. USA y Hi-ceram Vita. Germany) se dieran los primeros pasos para romper la antinomia "incrustación-estética". Recientemente, la tecnología permitió eliminar el principal defecto de estas últimas que era la adaptación. Aplicar el sistema de la "cera perdida" de los viejos colados a una maquinaria de alta complejidad, resolvió el problema. A su vez, la aplicación de un sistema de inyección en la fabricación de cerámicas, aporta un avance tecnológico que elimina los fenómenos de artesanidad, y reduce los problemas de adaptación. A partir de aquí, cuando se rompe el equilibrio entre morfología, estética y función de un elemento dentario, las incrustaciones pasan a ser un medio de restauración por excelencia, capaz de devolverle al diente todo lo perdido.

En esta última parte del camino de las incrustaciones, aparecen los frentes laminares o carillas, caminando junto a las primeras en su evolución, pero con escasos antecedentes históricos, ya que las carencias tecnológicas impedían, antiguamente, su realización.

Pero todo cambio implica correcciones del rumbo, y esto, equivocaciones basadas en la inexperiencia de lo nuevo. Es común que ante un cambio queramos continuar aplicando conceptos viejos para hechos nuevos. Cada cambio debe ser nuevamente estudiado, por ejemplo, las incrustaciones cerámicas eliminaron de los tallados cavitarios, los biseles por no ser necesarios y por no resistirlos. Pero debemos evaluar nuevamente conceptos cavitarios, espesores y diferencias entre productos comerciales, ya que trasladar indicaciones de un material anterior a uno más moderno nos induciría a un error en la aplicación clínica.

Por todo esto, es de vital importancia reevaluar los conceptos antes mencionados, y con ellos idear aplicaciones clínicas, pues estas son en definitiva, el motivo fundamental de todo estudio de hechos relacionados a la salud, y salud es sinónimo de prevención.

Por medio de este trabajo aclararemos dudas sobre los conceptos de planimetría cavitaria, espesores y diferencias en productos comerciales en incrustaciones funcionales, para determinar si contamos con un elemento que sería de gran utilidad a la terapia rehabilitadora y específicamente a la terapia rehabilitadora preventiva, en situaciones extre-

bilitadora y específicamente a la terapia rehabilitadora preventiva, en situaciones extremas como la parafunción, ya que no existen evidencias bibliográficas de su específica indicación.

Para lograr esto es indispensable, primero, conocer con precisión los valores de resistencia a la fractura de incrustaciones cerámicas funcionales inyectadas, con su valoración bajo diferentes espesores, y con variantes en la planimetría. Recién entonces, los resultados de este estudio, permitirían obtener pautas de trabajo para futuros estudios clínicos, con relación a pacientes con hábitos funcionales controlados y su proceso rehabilitador y así, mejorar conceptos clínicos para la prevención y salud bucal de nuestros pacientes.

I-A. OBJETIVOS

Objetivo general

Establecer la resistencia a la fractura de incrustaciones funcionales construidas con sistemas cerámicos por inyección, evaluando diferentes condiciones de planimetría y espesor (Incrustaciones Funcionales Cerámicas Inyectadas, de ahora en más IFCI), en condiciones in vitro.

Objetivos específicos

- Determinar la resistencia a la fractura en da (N) de las IFCI.
- Establecer la influencia sobre la resistencia a la fractura, de dos diferentes planimetrías cavitarias para IFCI.
- Evaluar la resistencia a la fractura de IFCI, ante la variable de diferentes espesores en su porción oclusal.
- Observar las características de las fracturas, producidas en los distintos grupos experimentales.
- Fijar, en base a los resultados obtenidos, posibles pautas de trabajo para las IFCI.
- Determinar la posible existencia de diferencias, entre dos productos comerciales para IFCI.

II. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

II-A. Generalidades

La búsqueda de estética es y ha sido una constante en la historia del hombre.

En las antiguas civilizaciones, la Inca por ejemplo, gozaba de gran aceptación la modificación de los dientes anteriores mediante incrustaciones de oro o de piedras preciosas (lapizlázuli) por motivos estéticos o de culto.

En 1840, se empezó a utilizar la porcelana para elaborar dientes, reemplazando a otros materiales carentes de estética.⁽⁹³⁾

Con el advenimiento de las técnicas endodónticas se escribieron tratados que incorporaron conceptos conservadores y de resistencia de las estructuras dentarias. Se dividieron entonces las aguas en cuanto a restauraciones coronarias totales y parciales. En 1953, Max Jeanneret en su libro "L'inlay a crampons", realizó un profundo estudio con conceptos claros sobre retención y resistencia de incrustaciones metálicas que merece una lectura detallada.⁽⁴⁴⁾

Actualmente, diferentes escuelas plantean técnicas y conceptos sobre rehabilitación oral que modifican parámetros protéticos de reconstrucción coronaria (ej.: Escuela Gnatólógica). Sin embargo, la búsqueda de las características mencionadas ha permanecido inalterable.

II-B. Materiales

Los materiales o compuestos con los que es posible realizar restauraciones protéticas parciales actualmente pueden ordenarse de la siguiente manera:

1. metálicos
2. cerámicos
3. resinas
4. mixtos (por combinación de los anteriores)

Las relaciones de los medios cementantes también han variado significativamente. Años atrás, sólo se disponía de cementos que proporcionaban fijación a las restauraciones protéticas y las unidades funcionales de soporte y retención eran totalmente independientes de la primera.

Con el advenimiento de los cementos resinosos, los agentes de enlace, los sistemas de grabado, las unidades funcionales protéticas se fueron fusionando, en beneficio de las restauraciones. Por todo esto, con el transcurrir del tiempo, la prostodoncia amplió sus agentes cementantes de un pequeño y reducido grupo a una gran variedad.

Una rápida reseña nos permitiría clasificarlos en los siguientes grupos:

Convencionales {
 Cemento de Fosfato de Zinc
 Cemento de Ox. de Zn - Eugenol Reforzado
 Cemento de Policarboxilato

Adhesivos {
 Ionómeros Vítreos
 Ionómeros Vítreos híbridos
 Cementos de Resina/Sistemas Adhesivos

Al ampliar la variedad de técnicas, materiales, agentes cementantes, etc. surge la posibilidad de combinar todas ellas, lo que aumenta aún más la formación de nuevas relaciones y disposiciones protéticas.

Debido a la gran variedad de compuestos cerámicos, debemos establecer sus características, propiedades generales y clasificación.

Materiales cerámicos son aquellos constituidos por combinaciones de elementos metálicos y no metálicos unidos mediante enlaces iónicos o también, en algunos casos, por enlaces covalentes; son inorgánicos y en los últimos años han alcanzado una gran expansión.

El grupo de materiales cerámicos en Odontología abarca una gran cantidad de materiales como el yeso, muchos de los cementos, o bases protectoras; al igual que son materiales cerámicos todas las porcelanas convencionales y las modernas vitrocerámicas (aunque en la práctica, el término "vitrocerámico" se utiliza más bien para hacer referencia a aquellos materiales, que son procesados mediante el calor a alta temperatura en un horno).

Los materiales cerámicos tienen una estructura muy compleja y amorfa, dado que la mayoría son de origen natural y en la naturaleza aparecen muy mezcladas las materias primas. En muchos casos, estas mezclas de materiales como las porcelanas (feldespato más sílice y elementos fundentes), aportan la disposición de los materiales compuestos. Después de su cocción en el horno, un componente actúa como matriz o material principal (el feldespato que es el primero que funde), mientras que el otro actúa como relleno (la sílice).

En general los materiales cerámicos son estructuras amorfas, pero en la masa de esas estructuras puede haber repartido algún componente cristalizado. Además el material cerámico puede estar constituido por un único y verdadero cristal como el óxido de aluminio, o de auténticos cristales como en las modernas vitrocerámicas.

Se clasifican:

1) **Según su manejo:**

- a) Temperatura ambiente
- b) Alta temperatura

2) Según sus indicaciones:

a) Diseñados específicamente para entrar en contacto con el medio bucal

- I) cementos
- II) porcelanas

b) Diseñados para entrar en contacto con el hueso (implantes)

c) No específicamente diseñados para entrar en contacto con el paciente.

3) Por su comportamiento en el medio biológico:

- a) Materiales con superficie inactiva.
- b) Materiales con superficie bioactiva.
- c) Materiales absorbibles.

4) Otros materiales cerámicos (abrasivos, pulidores, retractores gingivales).

Entre las características de los materiales cerámicos hay que destacar:

- una gran heterogeneidad.
- excelentes posibilidades estéticas.
- altísima resistencia mecánica.

Desde el punto de vista **químico** los materiales cerámicos son los más estables de todos los materiales dentales. Son prácticamente insolubles (sobre todo si están correctamente glaseados, o en otras palabras si tienen una superficie correctamente tratada). No obstante pueden ser atacables por ácidos fuertes. Gracias a esta propiedad la superficie de algunos puede hacerse rugosa o áspera, si se somete a la acción de algún ácido fuerte (como el fluorhídrico). Este proceder recibe el nombre de grabado ácido y se utiliza para crear una superficie irregular, retentiva, que puede ser posteriormente cementada con un cemento adhesivo.

Su comportamiento en el medio **biológico**, es de gran estabilidad (son los mejores en su tipo, superiores a los metales y a la inmensa mayoría de polímeros y compuestos). La respuesta biológica de diferentes elementos vivos (células, bacterias, tejidos, etc.) frente a los materiales cerámicos suele ser escasa (hay poca adhesividad a la misma, ya que si está lisa y bien glaseada la tensión superficial es muy baja).

En cuanto a sus **propiedades físicas y mecánicas**, estos materiales son difíciles de trabajar en frío, suelen resultar en la práctica, duros, y sobre todo rígidos. Ambas cualidades parecen, por sí mismas muy positivas y ventajosas, pero, paralelamente, les confieren la característica de ser frágiles. Debido a su excesiva fragilidad, una buena parte de ellos (las porcelanas) suelen ser utilizados para revestir estructuras metálicas. Con ello se consiguen dos cosas, por una parte aislar a los metales del medio bucal (muchos de los no

nobles, pueden producir interacciones biológicas no deseables) y por otra aprovechar las mejores propiedades mecánicas de los metales, ya que cuando una estructura muy rígida (material cerámico) descansa sobre otra dotada de cierta elasticidad (material metálico), aquélla participa de las propiedades de ésta (principio general de ingeniería).

La fragilidad de los materiales cerámicos, se debe en buena parte a la presencia de irregularidades y pequeñas grietas en su superficie. Esta, en cualquier material, puede tener pequeñas imperfecciones y microrajaduras pero su repercusión es muy diversa. En los metales puede contribuir a que sea más dúctil o maleable, mientras los materiales cerámicos lo toleran muy mal, determinando su fractura (son grietas frágiles).

Una forma de incrementar la resistencia a la fractura de los materiales cerámicos, es darles la estructura de material compuesto. Una rajadura o grieta se propaga con mayor dificultad por la masa del material que actúa como matriz, si encuentra en su camino partículas o microcristales de otra composición. Esto es debido a que puede haber mucha energía de unión entre la superficie de dichas partículas y la masa de la matriz. Este proceso se conoce como ceramización (desvitrificación o cristalización). Es un proceso por el que en la masa de un material cerámico aparece, o se provoca, un mayor o menor grado de cristalización. Para ello, se somete al material a determinadas condiciones de temperatura durante cierto tiempo. Así, en la masa amorfa desorganizada del material, comienzan a aparecer zonas de cristalización, lo que se acompaña de fenómenos no deseables tales como aumento de translucidez o clara opacidad y una tendencia a la solubilización, por lo cual debe ser controlada. Pero este proceso logra el aumento de la resistencia mecánica ya que las grietas y rajaduras tienden a detenerse al llegar a las zonas de cristalización, las cuales en muchas ocasiones toman la disposición de partículas o islotes de cristales. Mediante el calentamiento la masa del material "matriz" fluye alrededor de las zonas de cristalización (que tienen una temperatura más alta) estableciéndose uniones primarias (iónicas). Posteriormente, la contracción producida durante el enfriamiento hará que dicha unión sea aún más íntima.^(1,3,4,6,96)

Para establecer una clasificación de los materiales cerámicos, los dividiremos en:⁽⁹⁶⁾

A. *Porcelanas y Cerámicas convencionales*

1. Alta fusión (dientes artificiales)
2. Media fusión (núcleo duro)
3. Baja fusión (recubrimiento y ceramometálicas)

B. *Vitrocerámicas modernas*

1. Moldeadas mediante colado
2. Moldeadas sobre un muñón refractario
3. Diseñadas y elaboradas mediante ordenador.

Las porcelanas convencionales tienen todavía plena vigencia especialmente las aluminosas y las destinadas a la unión ceramometálica.

Las vitrocerámicas tienen la peculiaridad común de una muy alta resistencia mecánica, por lo que no necesitan una base metálica previa. Casi todas ellas contienen sílice (SiO_2) y alúmina (Al_2O_3). Muchas deben recibir el proceso de ceramización, pero otras llevan ya incorporadas las partículas cristalizadas desde el proceso de fabricación. Es característica su escasísima contracción y sus propiedades ópticas (translucidez). Para simplificar su enumeración las subclasificaremos según el proceso de elaboración.⁽⁹⁶⁾

1. Mediante colado o inyección:

- IPS-EMPRESS (inyección) (Ivoclar, Schaan/Liechtenstein).
- DICOR (colada)
- CERAPEARL (de apatita)
- CERESTORE (aluminosa)
- OPC (Jenneric-Pentron) USA

2. Sobre muñón o modelo refractario

- HI CERAM (Vita)
- IN CERAM (Vita)
- MIRAGE II Fiber
- OPTEC (Jenneric-Pentron)
- CERINATE

3. Diseñados, elaborados mediante ordenador (algunos no exclusivamente cerámicos)

- CEREC (Siemens)
- DURET (Hennison)
- DENTICAIS (Bego)
- CELAY (Microna)
- DUX (DCS Dental)

4. Elaboradas por procedimientos sonoerosivos (experimentales).⁽³⁶⁾

Sin duda, el abanico de sistemas cerámicos se ha ampliado considerablemente en los últimos años.

La utilización de materiales cerámicos es una alternativa^(29,30,31,32,35) ya que con el desarrollo de la tecnología de grabado y adhesión de porcelana a diente las incrustaciones cerámicas (inlays/onlays) son una posibilidad restauradora en sector posterior y anterior, tanto estética y cosmética como conservadora, independientemente del sistema específicamente usado.^(29,55,30,62,81,98,88)



Sin embargo, diferentes estudios y análisis han demostrado que, si bien la mayoría de los sistemas vitrocerámicos muestran resultados aceptables clínicamente, sus características propias le dan a cada una ventajas y desventajas comparativas en cuanto a resistencia a la fractura, flexión, adaptación y modelado oclusal.

II-C. Preparaciones cavitarias

Las características generales del tallado cavitario para una incrustación, determinan una preparación con ventajas considerables con respecto al tallado de una corona.

Son preferibles a la restauración coronaria total ya que la reducción de tejido dentario es menor, se complementa mejor con los tejidos blandos, es más fácil su limpieza, es más sencillo controlar su adaptación, se simplifica su cementado al evacuar con sencillez el cemento, etc. Pero indudablemente requiere requisitos, como una preparación especial y dificultosa con elementos dentarios cuya estructura dentinaria esté íntegra. Por lo tanto, las utilizaremos en piezas muy deterioradas pero con cúspides bucales y linguales intactas (con más de la mitad del ancho bucolingual involucrado) y con dientes con corona clínica voluminosa.^(85,31)

Todos estos conocimientos son aceptados y existe bibliografía suficiente al respecto, pero en su mayoría, ésta se refiere a la utilización de metal (noble o no) como base para su construcción.

El aumento de los requisitos en la valoración estética ha obligado a introducir en la confección de restauraciones coronarias parciales, materiales estéticos como resinas y cerámicas. Sin embargo, las resinas compuestas adheridas o prefabricadas (indirectas), tienen indicaciones propias que las limitan en su uso; en especial, sometidas a un contacto oclusal activo (además de otros problemas propios como contracción de polimerización, facilidad en el desgaste, acumulación de placa bacteriana, etc.).^(31,34,7)

II-D. Confección de IFCI

El sistema de cerámicas inyectadas posee características propias que es necesario describir a continuación para poder precisar algunos planteos posteriormente.

Los grandes avances tecnológicos en diversos sistemas industriales pueden luego ser transferidos a las ciencias o viceversa. Este es el caso de los sistemas cerámicos inyectados. Este tipo de compuestos son utilizados en la industria aeronáutica desde 1967 y fue desarrollado por el ingeniero Mc Phee.

Pasaron muchos años desde que esta metodología pudo ser transferida al uso tecnológico bucal, ya que todavía no se habían desarrollado los sistemas de adhesión actuales.

En la universidad de Zurich, A. Whol ideó el principio de darle forma en caliente.

Describiremos, entonces, en qué consisten estos sistemas.

Comercialmente, existen dos marcas que se han destacado.

El primer desarrollo de este sistema estuvo a cargo de la empresa Ivoclar (Ivoclar, Schaan/Liechtenstein) que es promocionado con el nombre de IPS-EMPRESS. Este sistema dominó durante mucho tiempo el mercado europeo y se extendió por el mundo. (Figura 1).

Seguidamente, en los Estados Unidos de América, la empresa Jenneric/Pentron (Jenneric/Pentron, Inc. Wallingford. USA) comercializó el sistema OPC de similares características. (Figura 2).

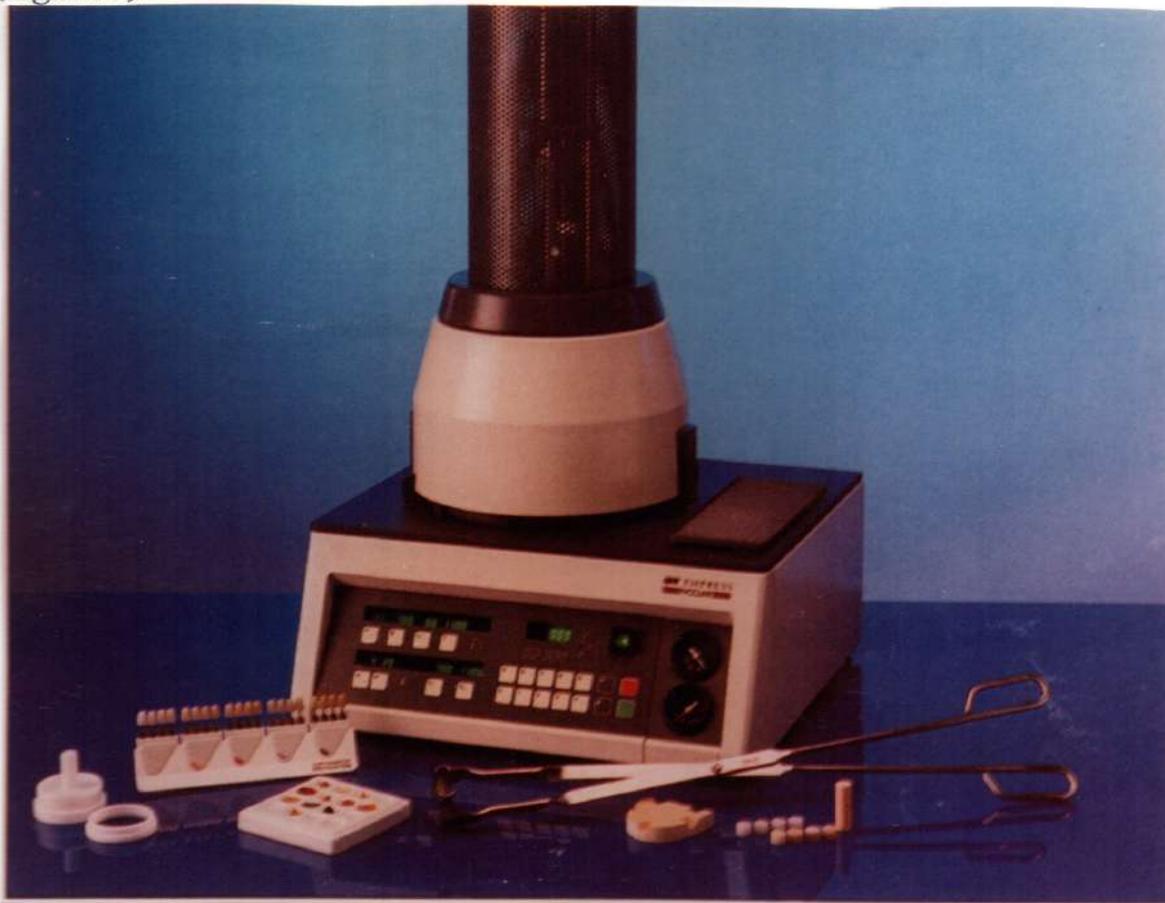


Figura 1: Avío "IPS-EMPRESS" (Ivoclar).



Figura 2: Avío "OPC" (Jenneric/Pentron).

Cada sistema comercial provee un avío con todo lo necesario para el desarrollo del trabajo de laboratorio. Si bien, existen pequeñas diferencias entre uno y otro, básicamente constan de lo siguiente:

1) Surtido de cerámicas (pellets):

Son pastillas cerámicas de diferentes colores presentadas en tubos con la clasificación correspondiente (Vita y Chromascop). Diferentes cerámicas para la técnica en capas. (Figura 3).



Figura 3: Pastillas o "pellets" cerámicos y su envase.

2) Surtido de material para revestimiento:

Líquidos, revestimientos, dosificadores, formadores de crisol, papel para aros, formadores de aro. (Figuras 4 y 5).



Figura 4: Líquido, revestimientos.

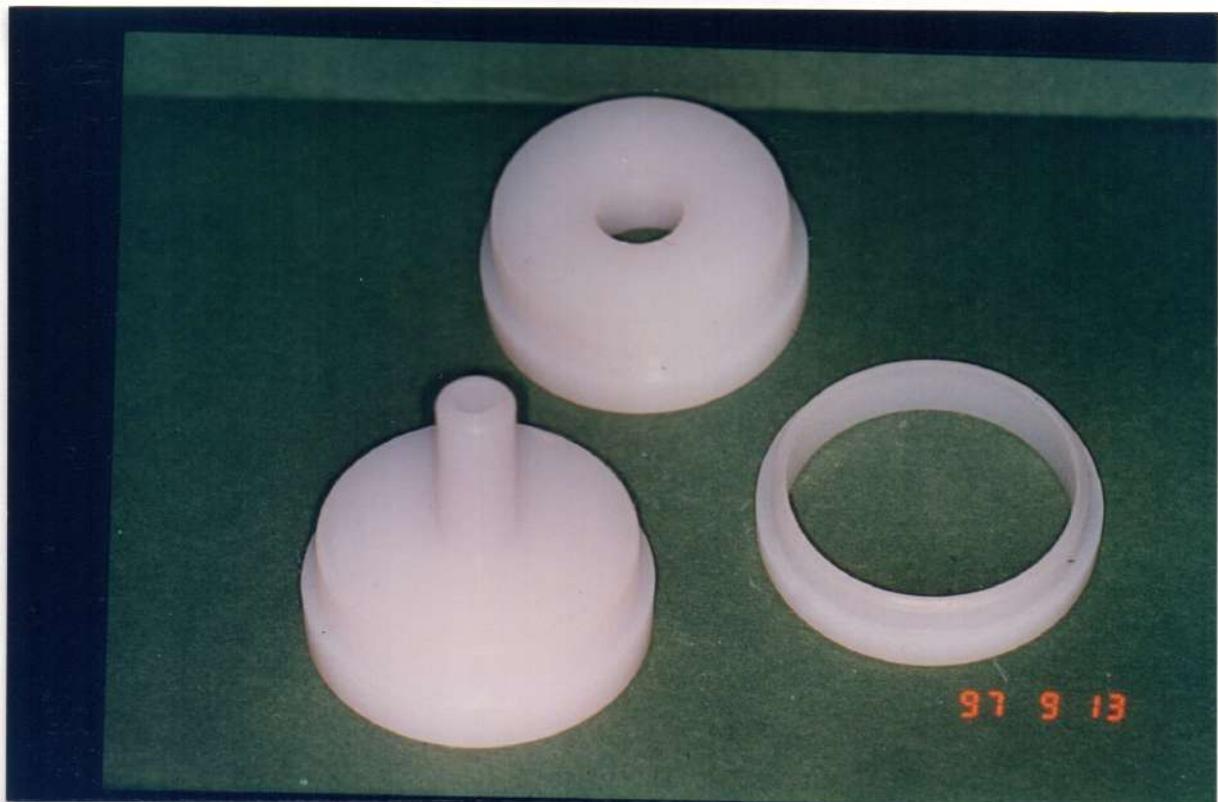


Figura 5: Formadores de crisol, formadores de aros.

3) Elementos varios:

Émbolos cerámicos, pinzas, posicionador de émbolos, muestrario de colores. (Figuras 6 y 7).

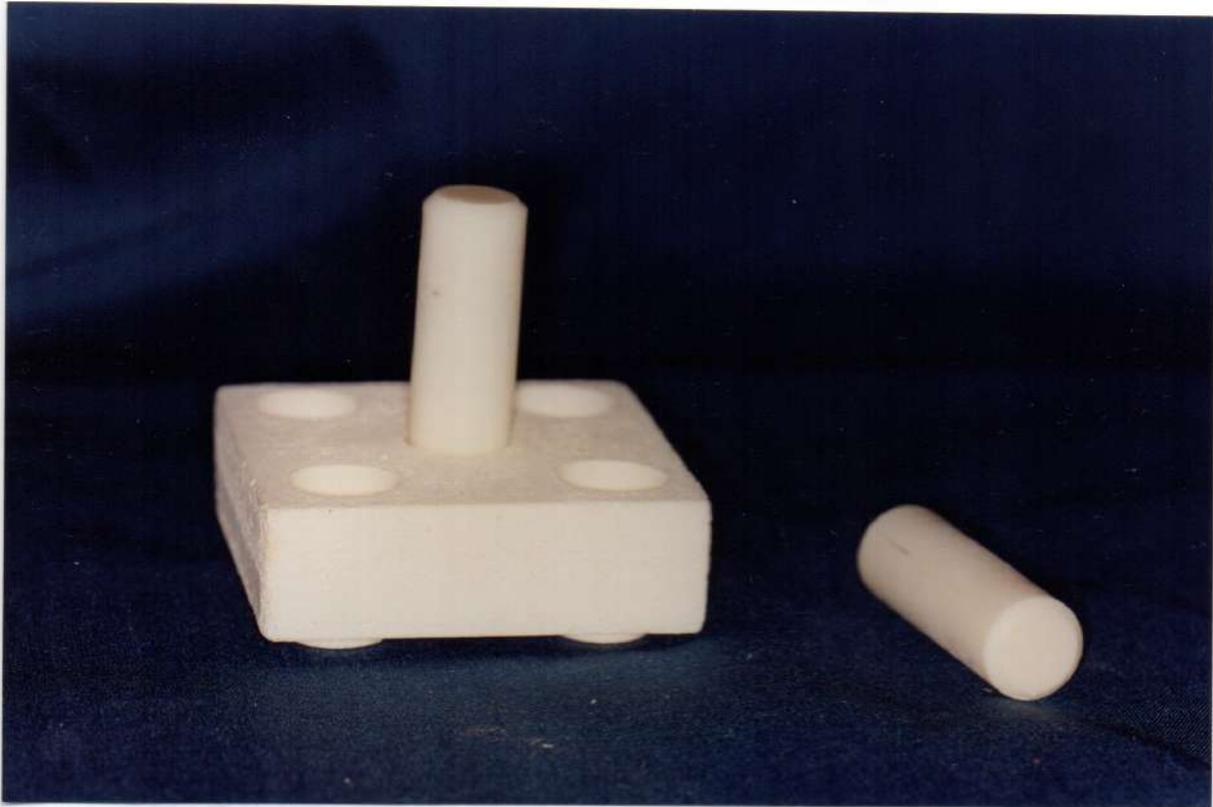


Figura 6: Émbolo cerámico y posicionador de émbolos.

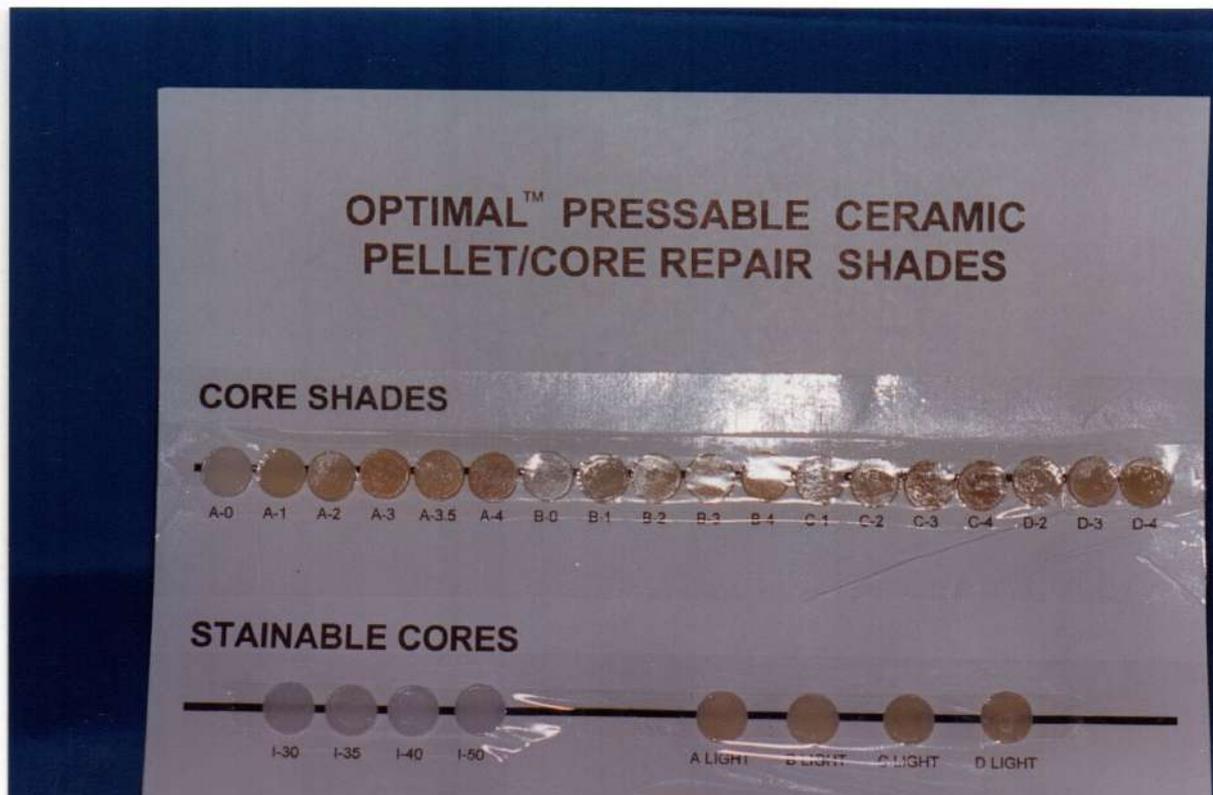


Figura 7: Muestrario de colores.

4) Aparatología:
Horno de inyección con elementos de conexión. (Figuras 8 y 9).



Figura 8: Horno de inyección "sistema OPC".

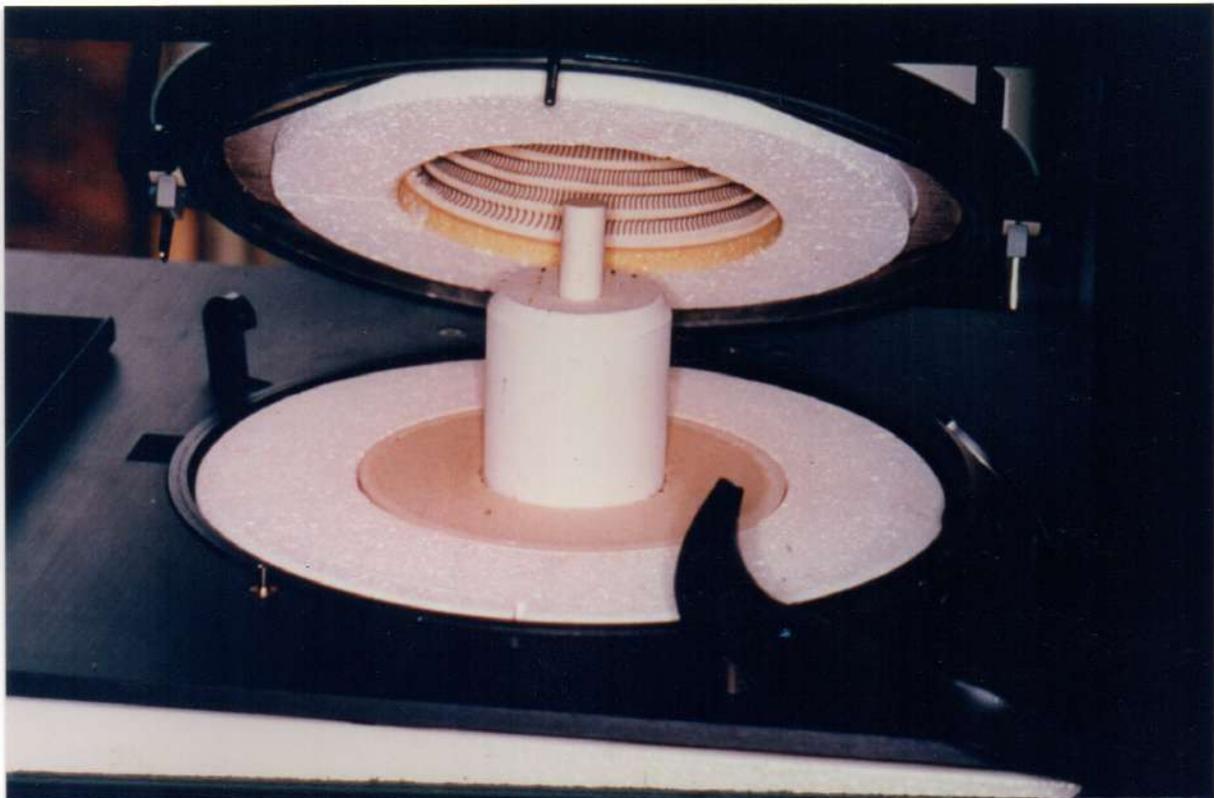


Figura 9: Horno de inyección "sistema IPS-EMPRESS".

Poseen materiales de cementación con características propias para cada sistema, pero con todos los elementos para trabajo clínico: ácido grabador dentario, agente de enlace, cemento resinoso, agente de silanización y ácido grabador cerámico, en el sistema IPS.

Básicamente el sistema es una técnica simple, aunque tecnológicamente muy desarrollada.

Una vez realizada la preparación dentaria, se procede a la toma de impresiones por las técnicas convencionales. El vaciado es realizado en un yeso de dureza tipo III. Se troquea el modelo y se delimita el margen. (Figura 10).

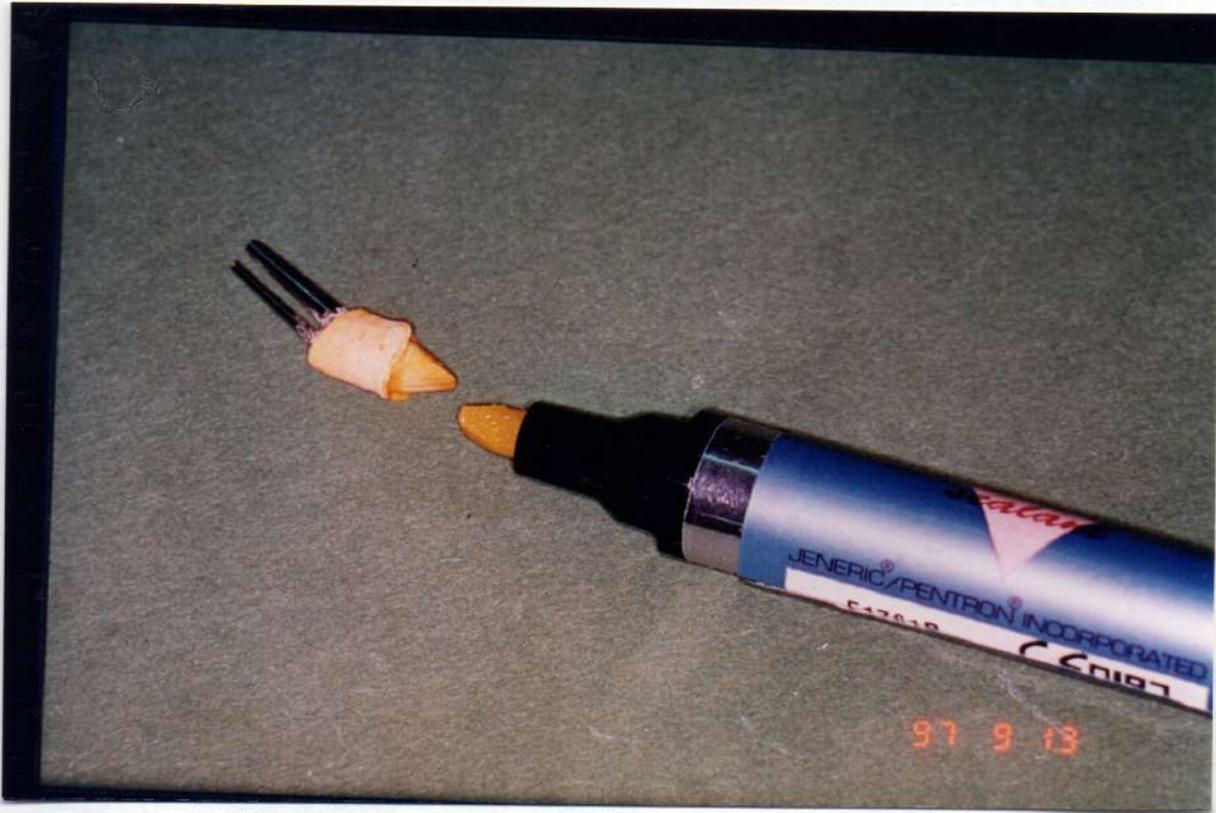


Figura 10: Modelo de yeso troquelado y delimitado.

Entonces, se encera la futura restauración. El requisito para la cera es que no deje restos o cenizas de ningún tipo (libre de ceniza o "ash free"). Se continúa con el método de la "cera perdida", es decir, se incluye la cera previa colocación de un bebedero libre de cámara de rechupado y de superficies lisas con un diámetro de 4 mm circunferencial. (Figura 11).



Figura 11: Encerado y bebedero colocado.

El diseño del bebedero y el posicionamiento del mismo, así como su longitud y distancia con los bordes, están establecidos en las indicaciones del fabricante y se esquematizan en las Figuras 12 y 13.

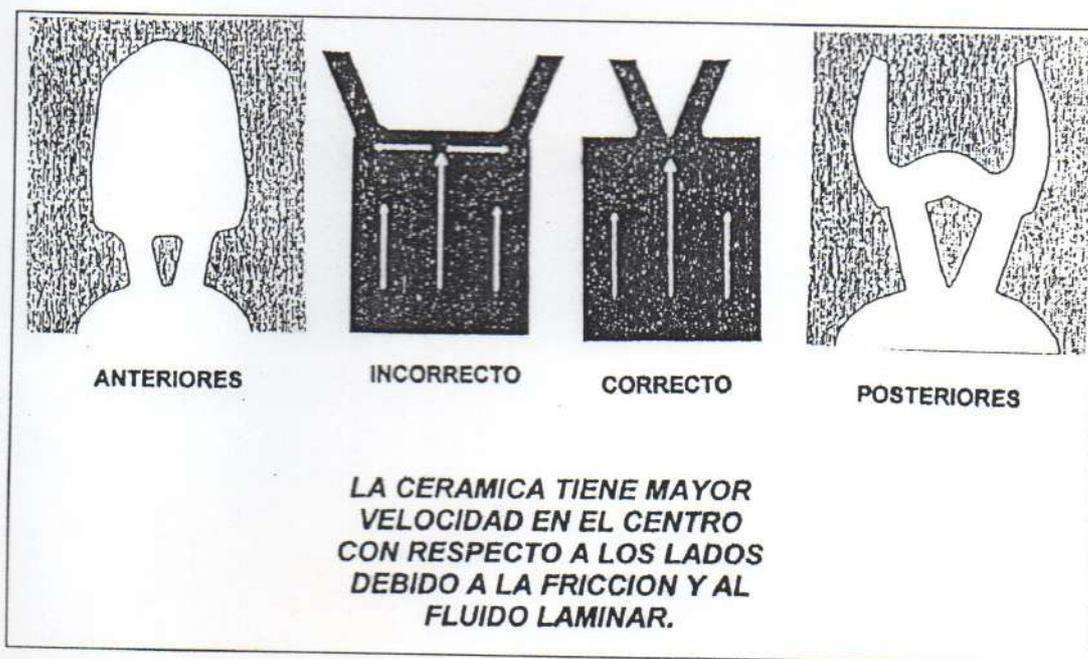


Figura 12: Se observan la posición, forma y distribución de bebederos.



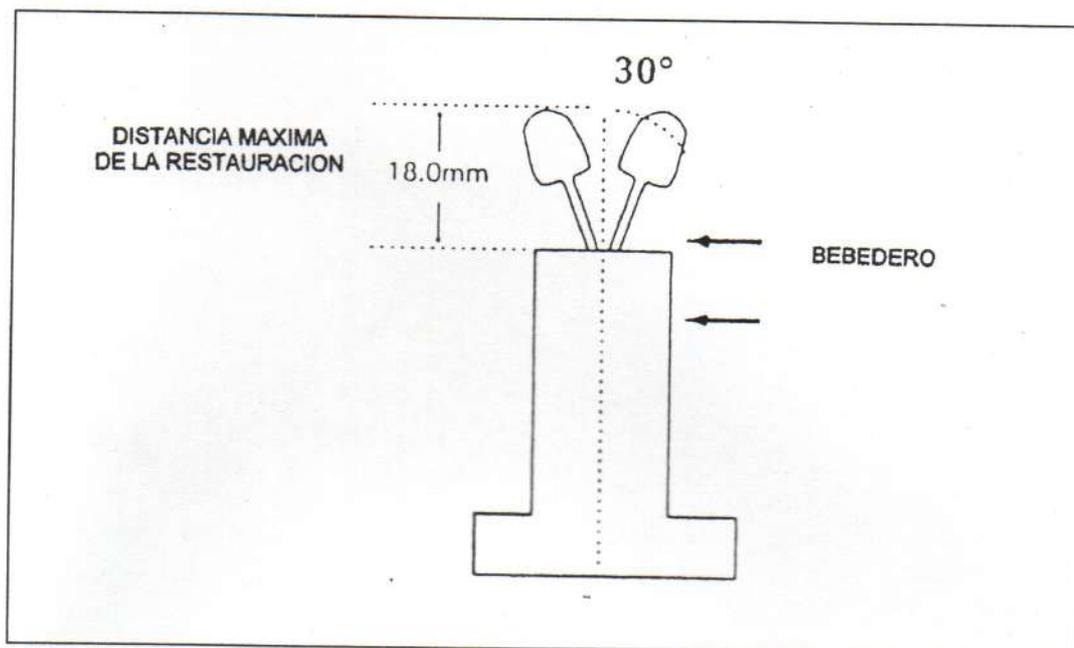


Figura 13: Esquema gráfico con las medidas y angulaciones de bebederos.

El investido se realiza con un revestimiento sílico-fosfatado provisto por el sistema comercial. Esto es realizado al vacío y con la aplicación de un desengrasante en la superficie del patrón de cera, para disminuir la tensión superficial (Figura 14).

La proporción polvo/líquido está indicada por el fabricante.

Puede variar el grado de dilución del líquido en agua destilada, de acuerdo al tipo de restauración a realizar (la proporción de la dilución del líquido, disminuye con la necesidad de expansión de la restauración. Ej.: un inlay lleva mayor cantidad de agua destilada que una corona, según se detalla en la Figura 15).



Figura 14: Preparación investida.

Este investido es realizado en aros provistos por el sistema, de acuerdo a medidas estandarizadas para el funcionamiento del horno de inyección. También el avío provee el papel con el cual realizar el investido y el formador de crisol, correspondiente a un émbolo de inyección (Figura 15).

T1	TEMPERATURA INICIAL	700 °C
T2	TEMPERTURA MAX. DE PRENSADO	1150°C
R	TREPADA	40°C
V	VACIO	101%
H1	MANTENIMIENTO PREVIO A LA INYECCION	20 MIN
H2	TIEMPO DE PRENSADO	15 MIN

Figura 15: Tabla con proporciones polvo/líquido.

Debe esperarse una hora para comenzar el procesamiento del aro en un horno de calentamiento convencional. Junto al calentamiento del aro, se procede a calentar el émbolo de inyección. El horno de calentamiento no posee ningún requisito específico, pero se deben respetar ciertos valores de trepada, tiempo de calentamiento y mantenimiento (Figura 16).

CORONAS, VENEERS Y MOD ONLAYS		
19ml	-----	LIQUIDO
2ml	-----	AGUA DESTILADA
100 Grs	-----	POLVO
INCRUSTACIONES MO Y OD ONLAYS		
17ml	-----	LIQUIDO
4ml	-----	AGUA DESTILADA
100Grs	-----	POLVO
INLAYS		
15ml	-----	LIQUIDO
6ml	-----	AGUA DESTILADA
100Grs	-----	POLVO

Figura 16: Tabla de valores de trepada, tiempo de calentamiento y mantenimiento.

Los valores de calentamiento oscilan, según la marca comercial, en los 900° para el horno convencional.

Una vez realizado el calentamiento, se procede a llevar dicho aro al horno específico de inyección, junto a las pastillas de cerámicas y el émbolo cerámico (Figura 17).

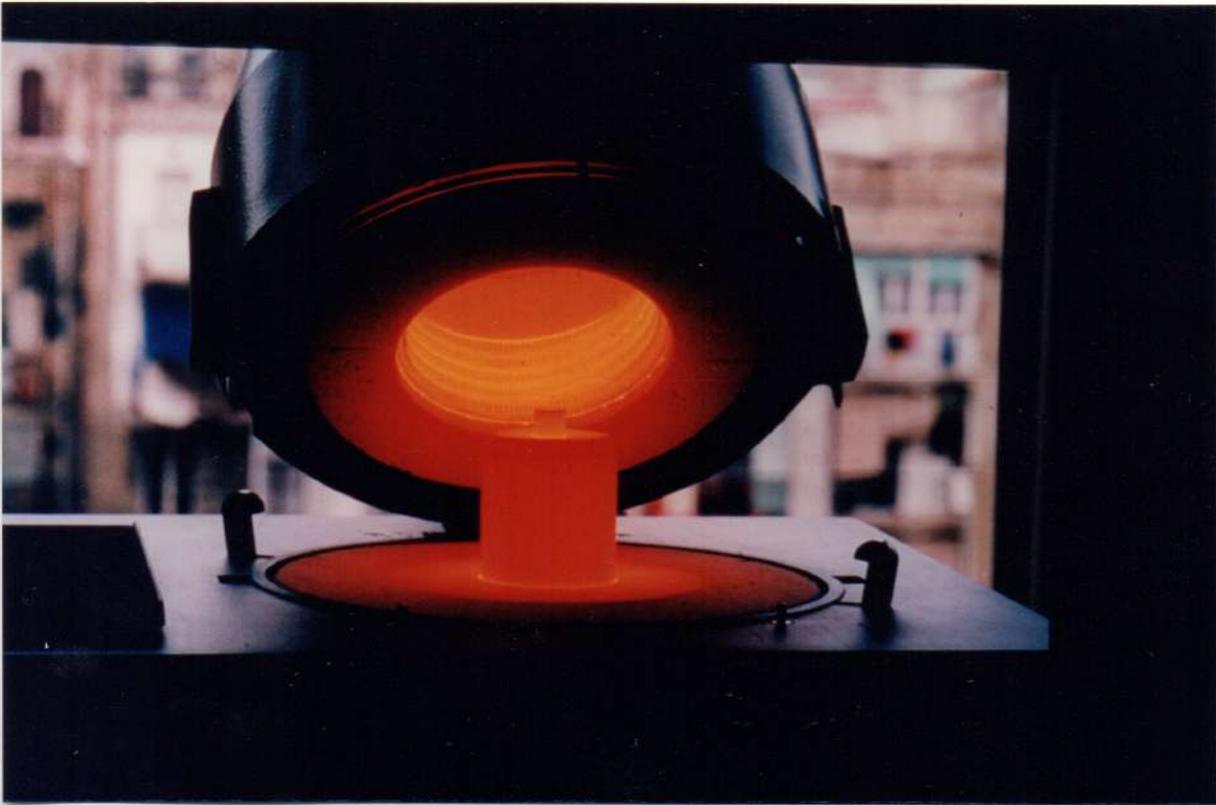


Figura 17: Aro llevado al horno de inyección con émbolo colocado y las pastillas en su interior.

Se colocan las pastillas cerámicas en la hoquedad creada con el formador de crisol y sobre éstas el émbolo cerámico que será el encargado de prensar las pastillas cerámicas.

Cada sistema posee un programa con vacío, trepada, temperatura, tiempo de mantenimiento y tiempo de prensado, indicado por el fabricante.

Durante este programa, primero se aumenta la temperatura hasta un nivel aproximado de 1100 a 1150° C y luego se inyecta una presión de 3,5 a 4,5 bar al émbolo para inyectar la cerámica, que en este momento está fluida por la temperatura, dentro de la cavidad dejada por la cera. El tiempo de presión varía de acuerdo a las especificaciones del fabricante.

Al finalizar el programa, se libera el vacío y se retira el aro para su enfriamiento. Posteriormente, se elimina el revestimiento groseramente con instrumental rotatorio y luego con el chorreado de perlas de vidrio. Se obtiene así, un “botón” cerámico con la restauración deseada.

Con un disco diamantado, se corta el bebedero (Figura 18).



Figura 18: "Botón" cerámico con la restauración ya inyectada.

Ahora se observa la restauración con una lupa estereoscópica para observar, y eliminar con piedras de diamante, pequeñas burbujas o imperfecciones. También se ajusta en el troquel de yeso la preparación. Se vuelve a chorrear con perlas de vidrio y se procede a glasear, o bien, al uso de cerámicas que acompañan el avío para complementar forma o estética. Estas pueden ser: dentina, incisal, transparentes, modificadores de color, etc., proporcionadas por el fabricante especialmente para este sistema ya que poseen una resistencia similar en PSI al núcleo inyectado.

Para estas aplicaciones existen programas especiales indicados por la firma comercial (Figuras 19 y 20).

III. MATERIALES Y MÉTODOS

En este estudio, se realizaron 60 incrustaciones mediante el sistema IPS - EMPRESS (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) y 60 IFCI del sistema OPC (Jennerg-Pentron Inc. Wallingford. USA), que fueron sometidas a un test de fractura sobre troqueles metálicos (Verabond Nickel chromium alloy, Aalba Dent Inc., Cordelia, Ca. USA). Seis preparaciones cavitarias se fabricaron en seis modelos originales pertenecientes uno a cada grupo de prueba. A su vez cada original se duplicó para crear 20 modelos metálicos idénticos (Elite Double Super Soft Polivynil Siloxane, Zhermack, Co. Italy).

III-A. Selección de los elementos dentarios

Todas las preparaciones cavitarias originales se efectuaron sobre un primer molar inferior derecho, al cual se le realizó el diseño correspondiente a una incrustación funcional, con adaptación a los criterios de restauraciones cerámicas (sin biseles y con espesor mínimo de 0,8 mm) (Figura 21).

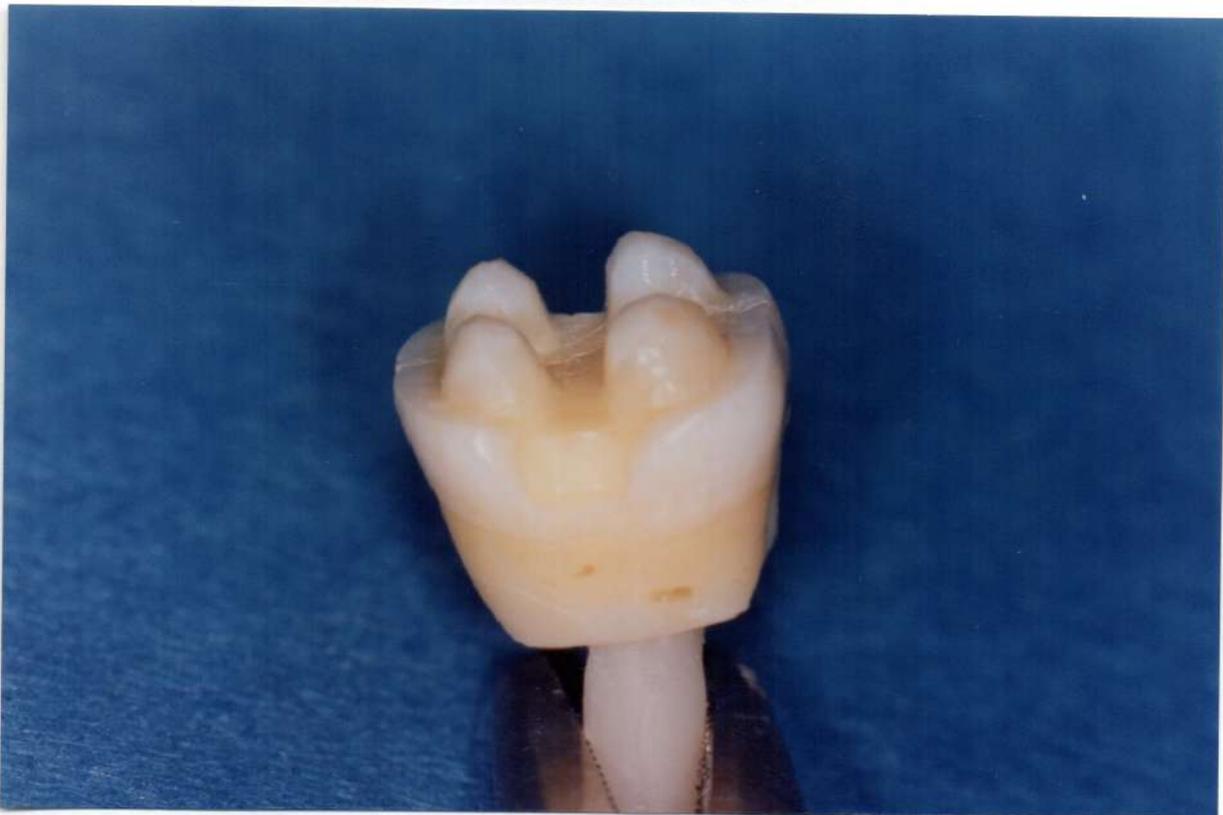


Figura 21: Tallado original sobre primer molar.

III-B. Preparaciones cavitarias

Básicamente las características de cada tallado para cada grupo fueron las siguientes: ^(43,55)

Grupo I (Figura 22)

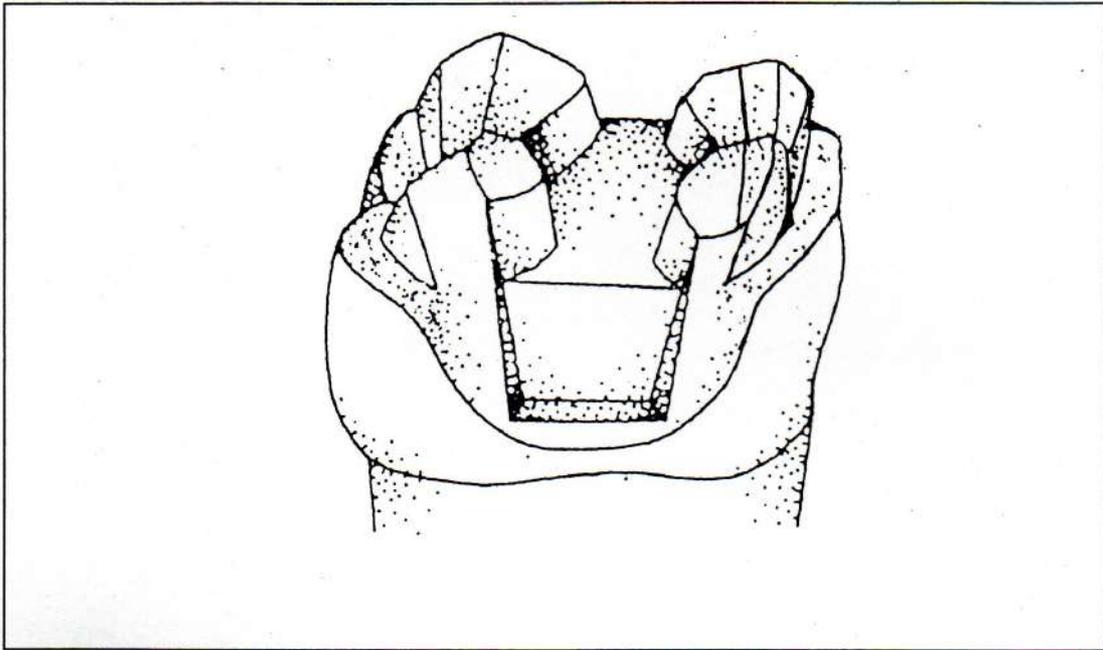


Figura 22: Tallado cavitario grupo I.

Una caja oclusal sin llegar a abarcar las paredes vestibular y palatina involucrando las caras proximales, con una profundidad oclusal de 2 mm.

Las paredes de esta caja deben tener una ligera divergencia hacia oclusal y el istmo debe ser la mitad de la distancia intercuspídea.

Cajas proximales que apenas incluyen la relación de contacto. Las paredes V y L de las cajas proximales y oclusales deben ser divergentes al menos 10° grados sexagesimales en conjunto, con sus ángulos internos redondeados y sin la presencia de socavados. La terminación cervical en hombro recto, y los ángulos axio-pulpares redondeados.

El ángulo cavo superficial adamantino cercano a 90° no debe ser biselado.

La caja proximal deberá tener una pared gingival plana en ángulo aproximado a 90° con respecto a la pared axial.

El hombro de protección se realiza con un desgaste en forma de escalón en las caras externas de todas las cúspides prolongándose hacia las cajas proximales.

La reducción cuspal rodeando los contornos de cada cúspide tendrá un espesor de 1,5; 2,0 y 2,5 mm lo que conformará tres subgrupos (Ia, Ib e Ic).

Grupo II (Figura 23)

Idéntico al anterior pero al realizar la reducción cuspal en lingual, se creará una superficie en chanfler que reemplace al hombro de esta cúspide. A su vez se crearán tres subgrupos con idéntica diferenciación de espesores (IIa, IIb, IIc).

En todos los tallados originales se utilizó instrumental rotatorio adecuado para su realización, acabado y pulido en idénticas condiciones.



Los tallados originales se realizaron con instrumental de alta velocidad (Bora S36, Bien Air a 310.000 rpm con tres difusores de spray) y las piedras fueron de granulometría mediana y fina, según normas ISO (106-125 μm y 53-63 μm respectivamente. La marca comercial elegida fue Brasseler Kit (Nº 2500-31) (Brasseler USA) compuesto por las siguientes piedras:

- 6801-018
- 6847K-016
- 5846-016 (SMORT)
- 10839-014

El pulido cavitario se realizó con fresas de múltiples filos (SS White Instruments Inc. - Bridgewater, USA) y el acabado con gomas siliconadas (Shofu Polishing Kit - Shofu Inc. Kyoto, Japan).

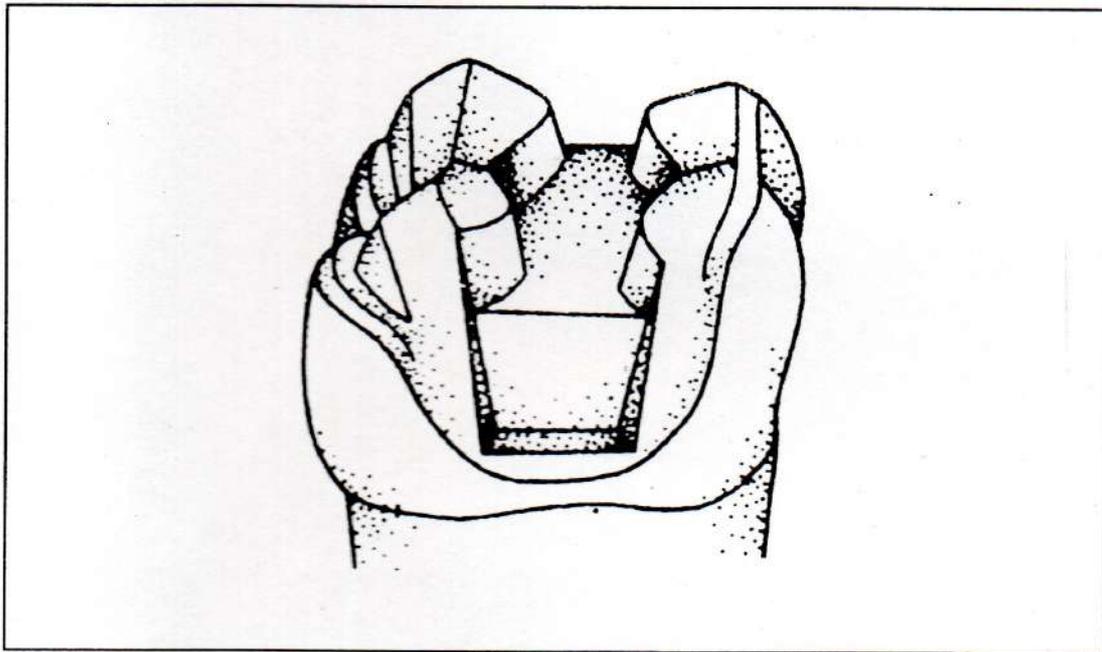


Figura 23: Tallado cavitario grupo II.

Con un disco diamantado, se corta el bebedero (Figura 18).

III-C. Confección de los modelos de trabajo

Los patrones a construir se realizaron mediante el siguiente procedimiento para conformar idénticas caras oclusales para cada grupo⁽⁵⁸⁾. Esto tiende a reducir la posible existencia de variaciones volumétricas, de manera de obtener patrones similares con diferencias estadísticamente despreciables entre sí. Al obtener todos los patrones de un mismo elemento dentario, se consigue la primera parte de este principio, ya que se obtiene un troquel que es prácticamente idéntico a otro. A la muestra original se la replicó con polivinyl siloxano (Elite Double Super Soft Polivinyl Siloxane, Zhermack Co. Italy) en forma individual para cada troquel. Cada réplica fue vaciada utilizando resinas acrílicas de baja deformación (Duralay, Inlay pattern resin, Dental MFG Co. Worth, Ill. USA) (Figuras



Figura 24: Material de réplica a base de polivinyl siloxano.



Figura 25: Patrón de resina acrílica del grupo I.

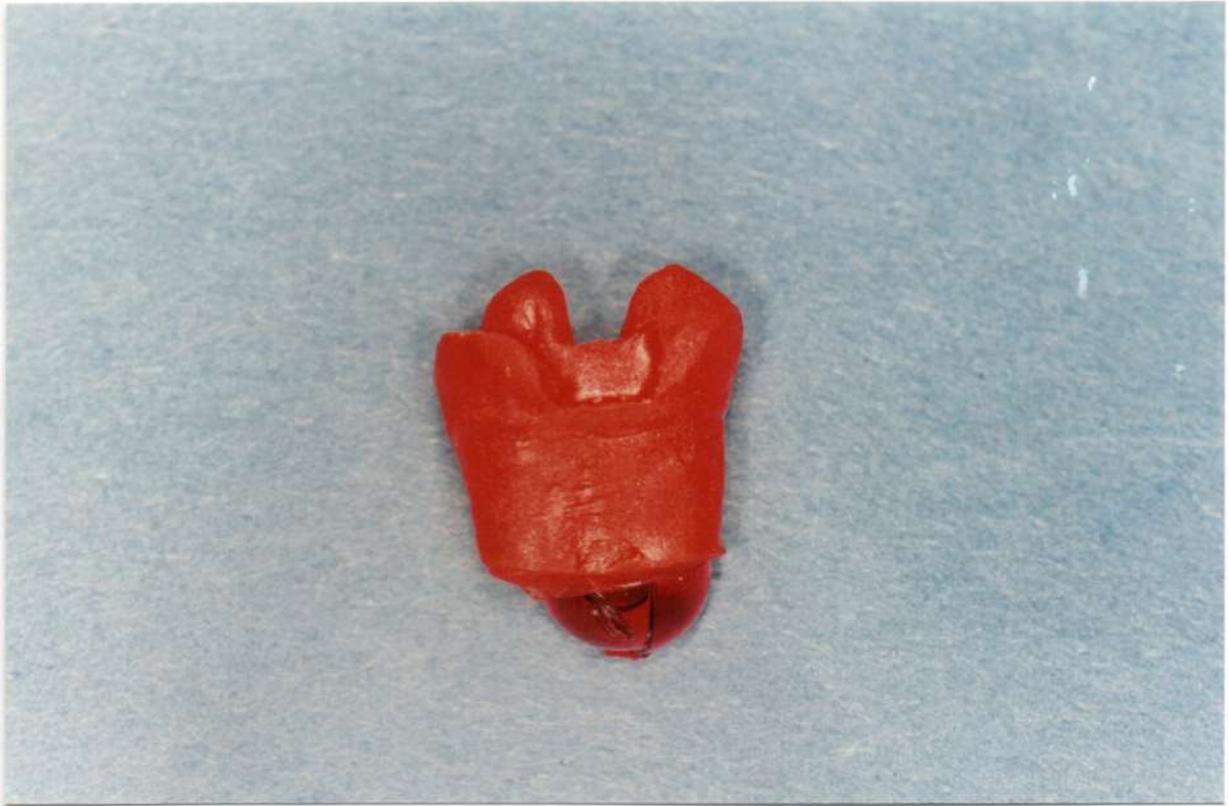


Figura 26: Patrón de resina acrílica del grupo II.

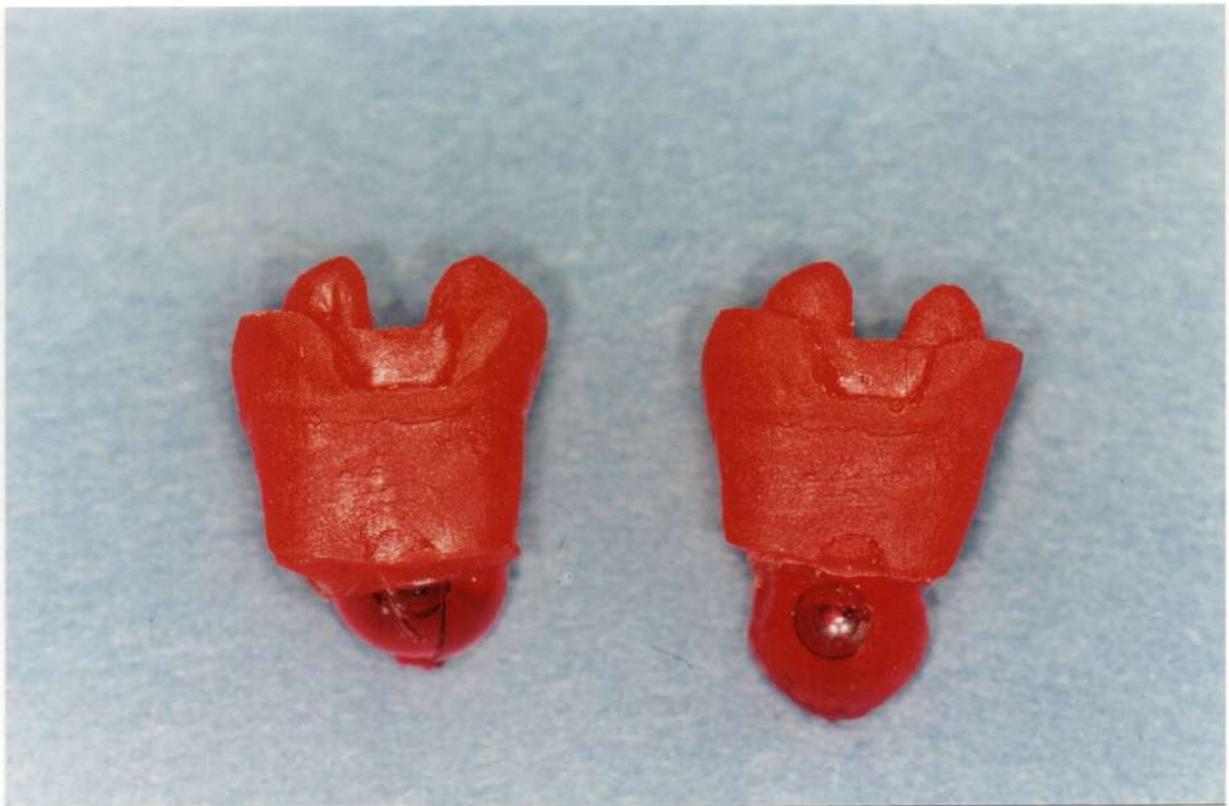


Figura 27: Foto comparativa de grupo I y II (vista cara proximal).

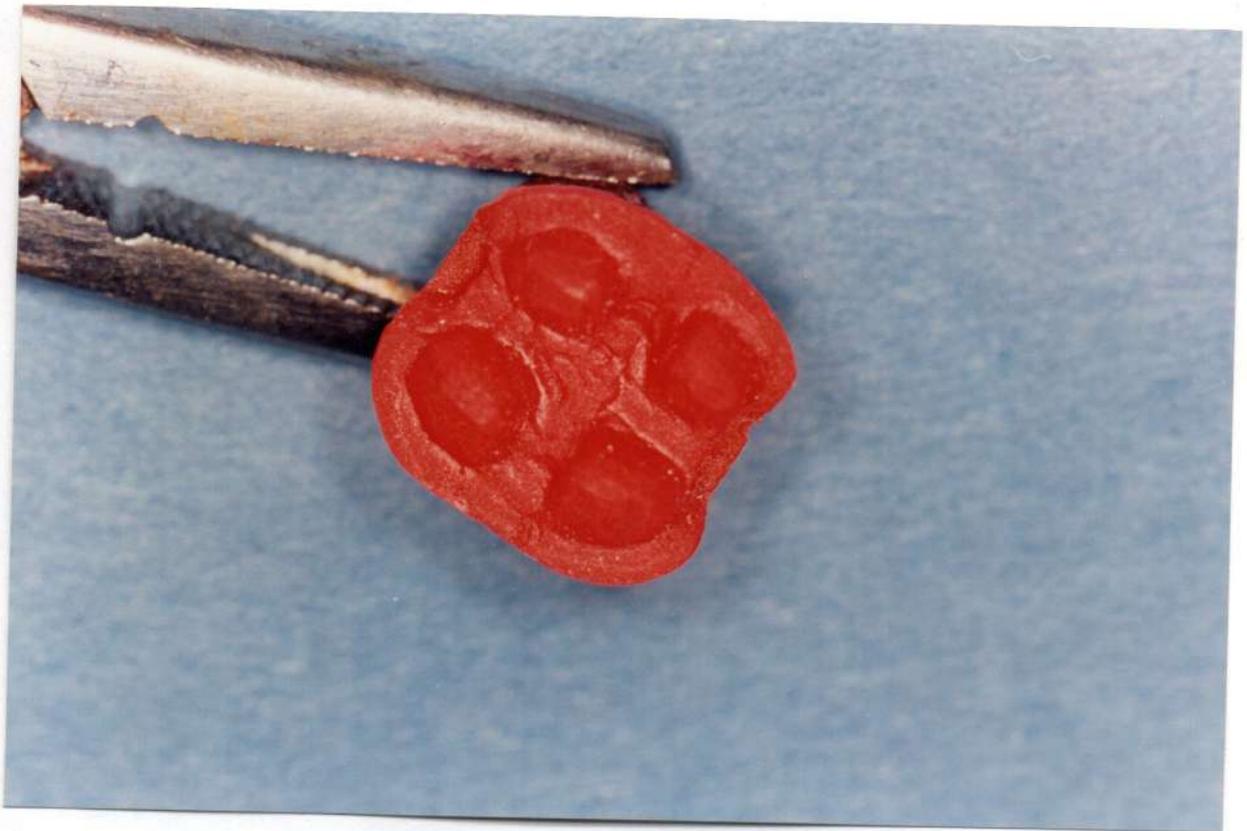


Figura 28: Resina acrílica grupo I, vista oclusal.



Figura 29: Resina acrílica grupo II, vista oclusal.

Con esto se obtiene un patrón de acrílico que es factible de ser colado. Este procedimiento se repite para cada patrón acrílico, de manera de evitar deformación elástica en el polivinyl siloxano. Cada patrón acrílico fue colado en centrífuga (Zenith, Zenith Co. Madrid, España) con aleación metálica de nickel-cromo (Verabond Nickel chromium alloy, Aalba Dent Inc. Cordelia, Ca. USA). Luego fueron arenados con óxido de aluminio a 3 bar de presión, previo recorte del bebedero (Figuras 20, 31 y 32).

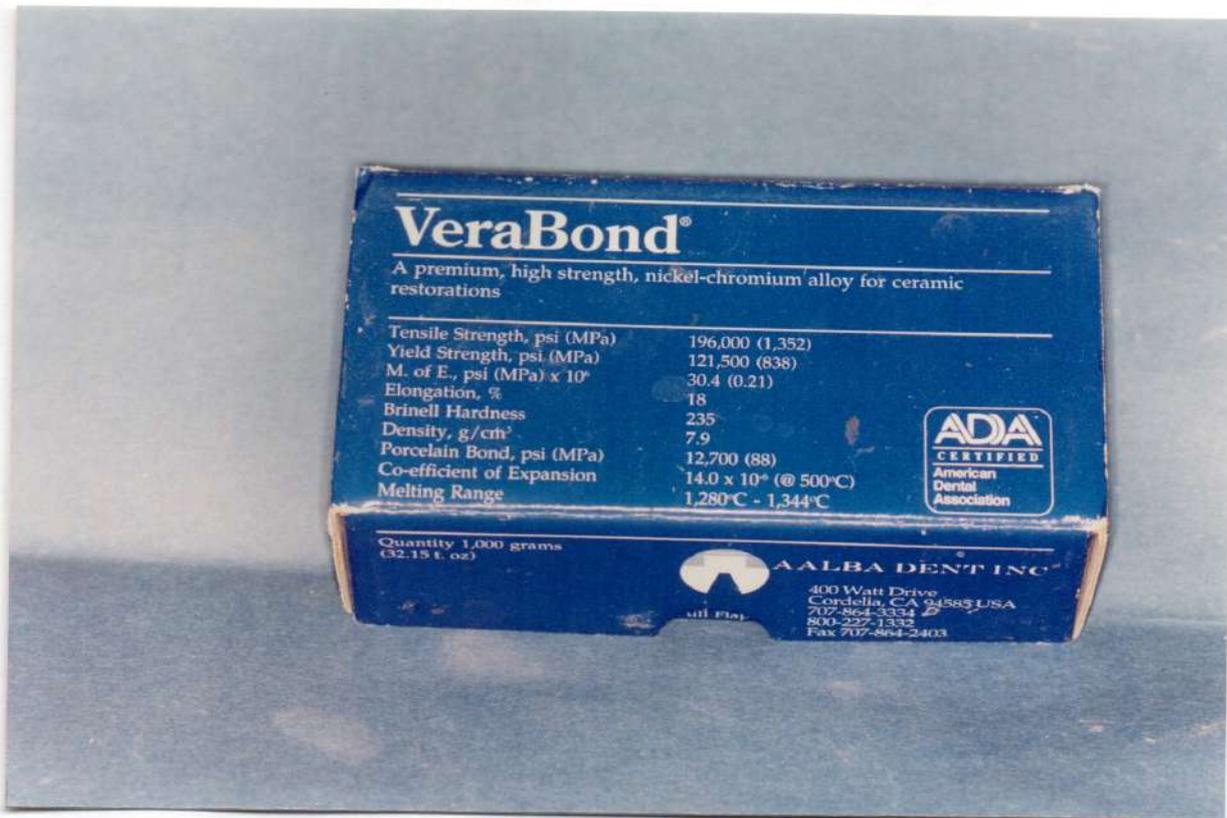


Figura 30: Metal a utilizar para el colado de troqueles.



Figura 31: Troquel colado y arenado.

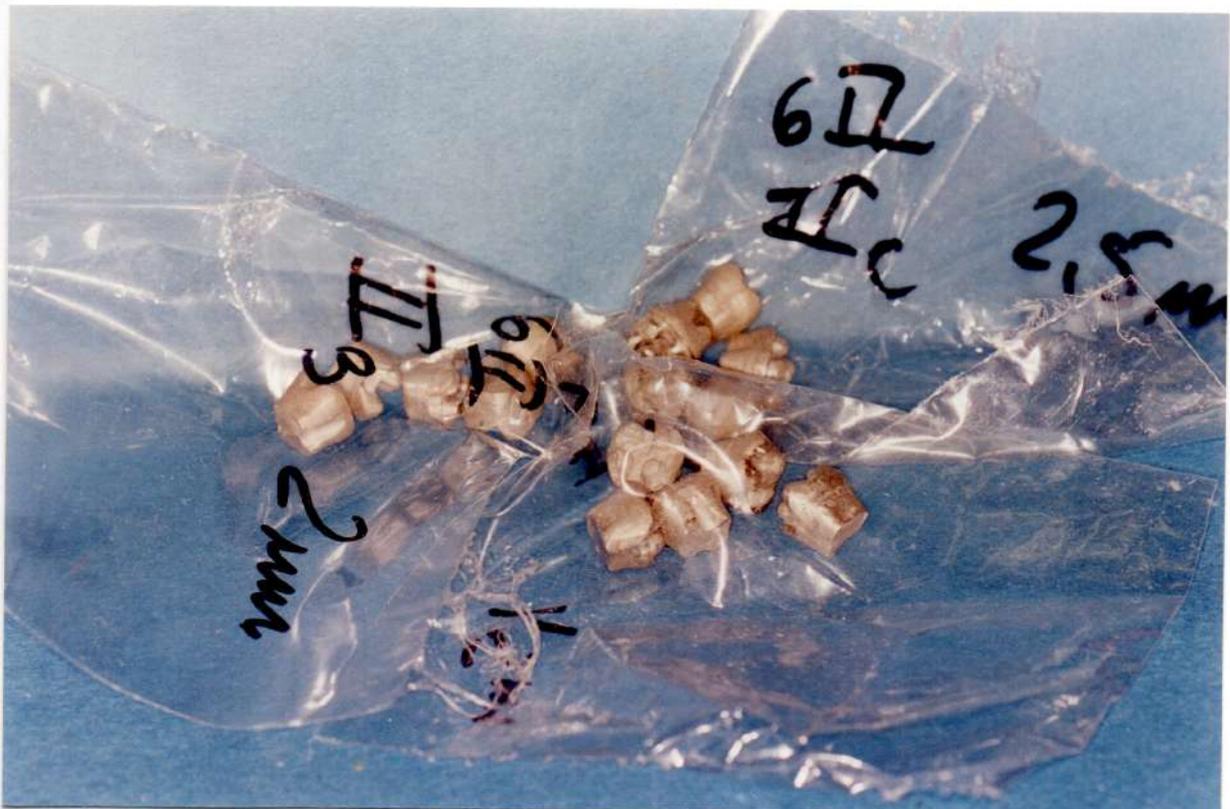


Figura 32: Troqueles metálicos separados en grupos.

Ahora bien, es necesario que el encerado (que es un proceso individual para cada incrustación) sea estandarizado, para que cada una también sea volumétricamente idéntica a otra. Por esto, enceramos (Kronenwachs, Cera para coronas, Bego, Bremen, Germany) mediante técnica especial (Figura 33).



Figura 33: Cera a utilizar.

III-D. Obtención de la superficie antagonica estandarizada

La obtención de las superficies oclusales es habitualmente un proceso individual para cada paciente.

En este caso debemos tratar de obtener un formato estándar para todas las superficies oclusales, teniendo en cuenta que este procedimiento lo realizamos a través de un encerado (todo encerado puede variar de un operador a otro y también de un encerado a otro con el mismo operador, ya que es una técnica artesanal). Para ello enceramos una superficie antagonica ideal (en base a conceptos gnatólogicos) y primaria que fue colada en metal no noble (Verabond Nickel chromiun alloy, Aalba Dent Inc. Cordelia, Ca. USA), la cual montamos sobre un articulador Gnatus (Gnatus. Gnatus®. O. Preto, SP, Brasil), en oposición al troquel metálico (Figuras 34. 35. 36 y 37).





Figura 34: Vista del antagonista metálico.



Figura 35: Articulador Gnathus con base y antagonistas montados.



Figura 36: Antagonista ya montado en la platina.



Figura 37: Base acrílica conteniendo un troquel metálico ya montada en la platina del articulador.

Cada troquel metálico fue montado en un posicionador de acrílico, que nos permitió fijar una posición única para todos los troqueles y mantener invariable el antagonista. Este antagonista, al ser metálico, sirvió en un paso posterior, para las pruebas de resistencia a la compresión. (Figuras 38, 39, 40 y 41).



Figura 38: Vista de las dos superficies para crear los patrones de cera.



Figura 39: El sistema ya montado y funcionando.



Figura 40: Otra vista del sistema funcionando.

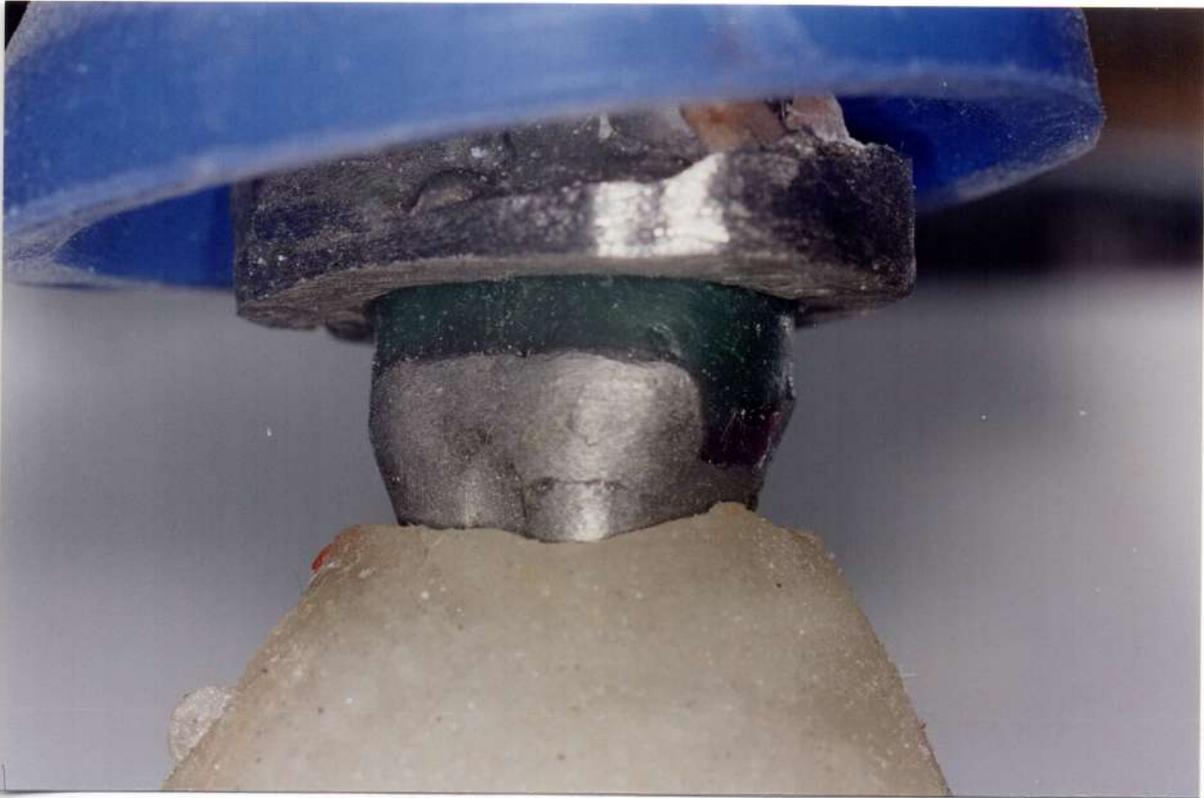


Figura 41: Una muestra de cómo se conforma la incrustación en este sistema.

Así, con los movimientos de apertura y cierre pudimos conformar una superficie oclusal similar en cada encerado. Para aumentar el espesor agregamos 0,5 mm más a la púa incisal y a los cóndilos de la rama inferior cada vez que quisimos encerar un nuevo grupo.

Quedaron conformados así los grupos antes mencionados. (Figuras 42 y 43).



Figura 42: Encerado finalizado. Vista externa.



Figura 43: Encerado finalizado. Vista interna.

III-E. Elaboración de las IFCI

Dado que el grosor de pared o de capa de cada incrustación influiría en la resistencia, se midieron los espesores de cada incrustación con un palpador de espesores (calibre) (Dentaurum 005-076-TB-C 1/10 mm). Los espesores se midieron sistemáticamente en los patrones de cera (como en la incrustación ya inyectada) de la siguiente manera: (Figuras 44 y 45).

- medición en cada uno de los puntos oclusales de contacto (Figuras 46 y 49)
- medición en tres puntos por cara libre (Figuras 47 y 50)
- medición en dos puntos por cara proximal (Figuras 48 y 51)

En todas las mediciones, la variación tolerada no fue mayor a 0,2 mm.

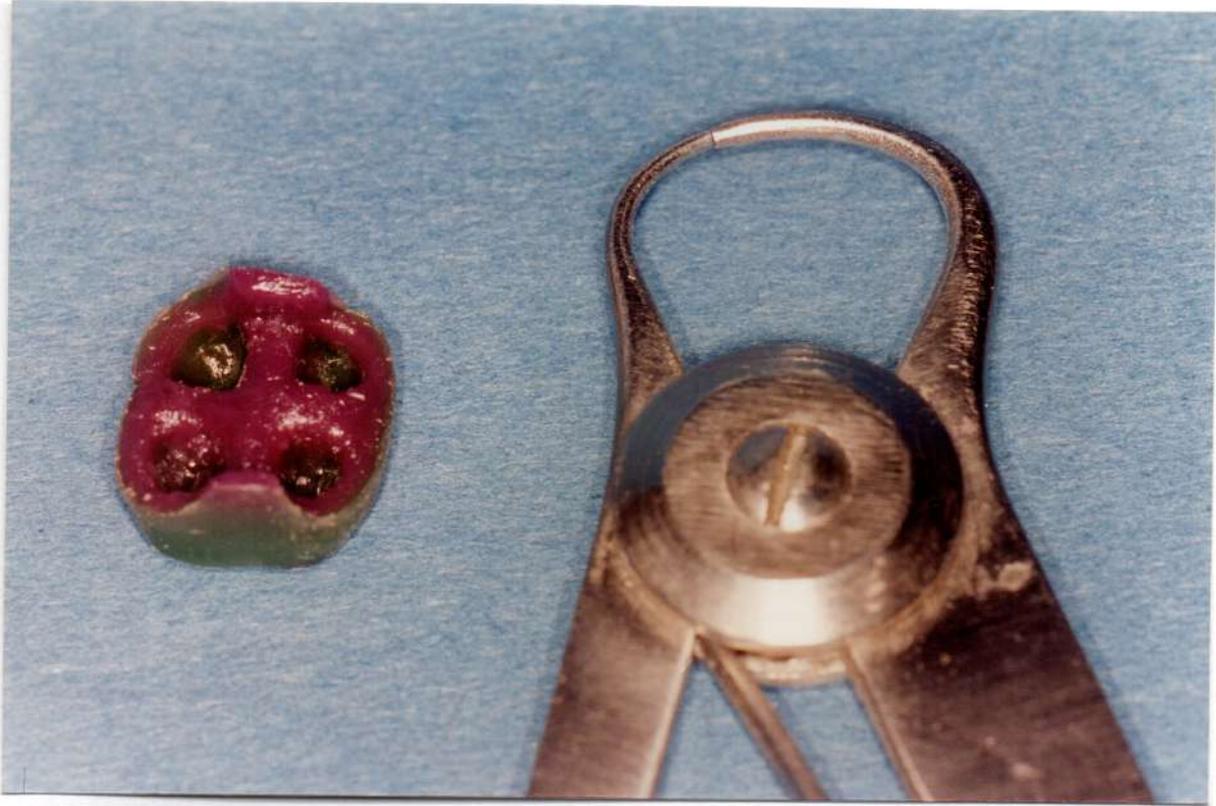


Figura 44: Calibre para medir espesor del patrón de cera.

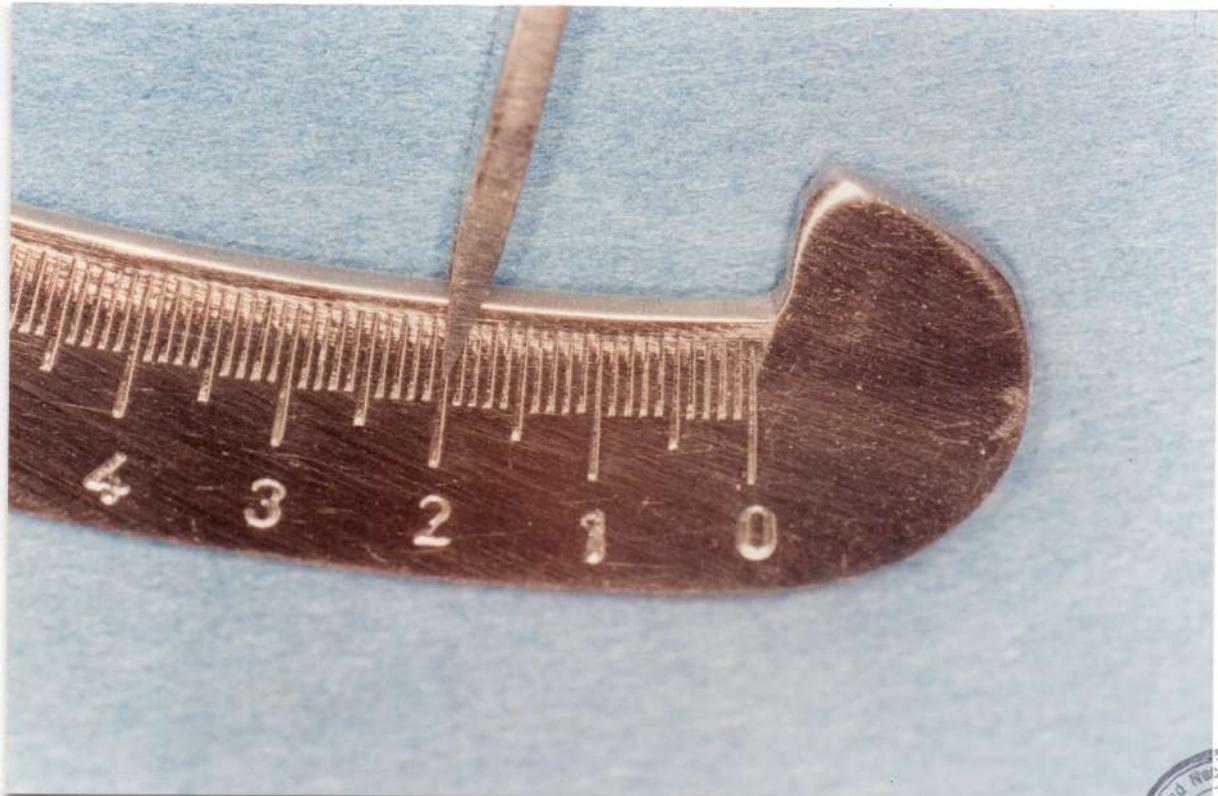


Figura 45: Calibre para medir espesor del patrón de cera.



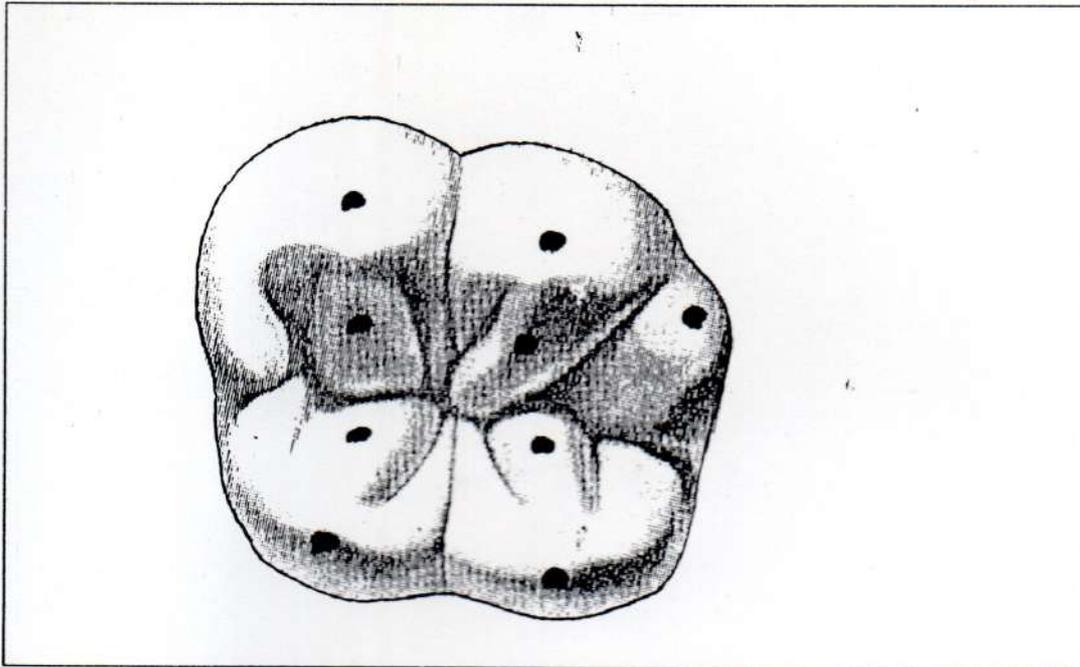


Figura 46: Puntos de medición de espesores en cara oclusal.

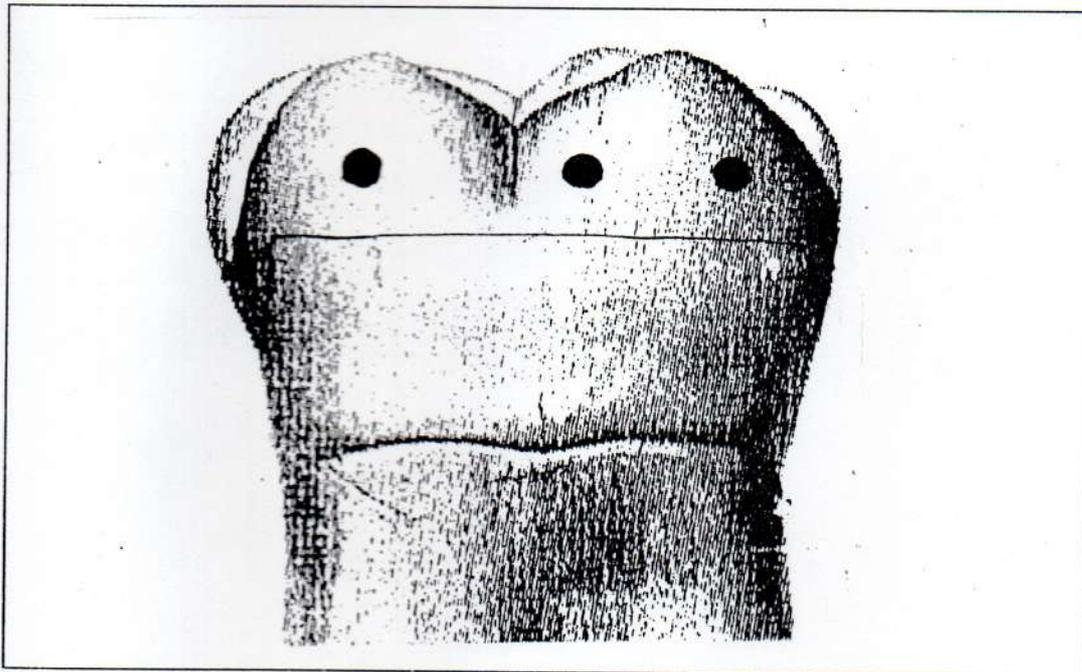


Figura 47: Puntos de medición de espesores en cara libre.

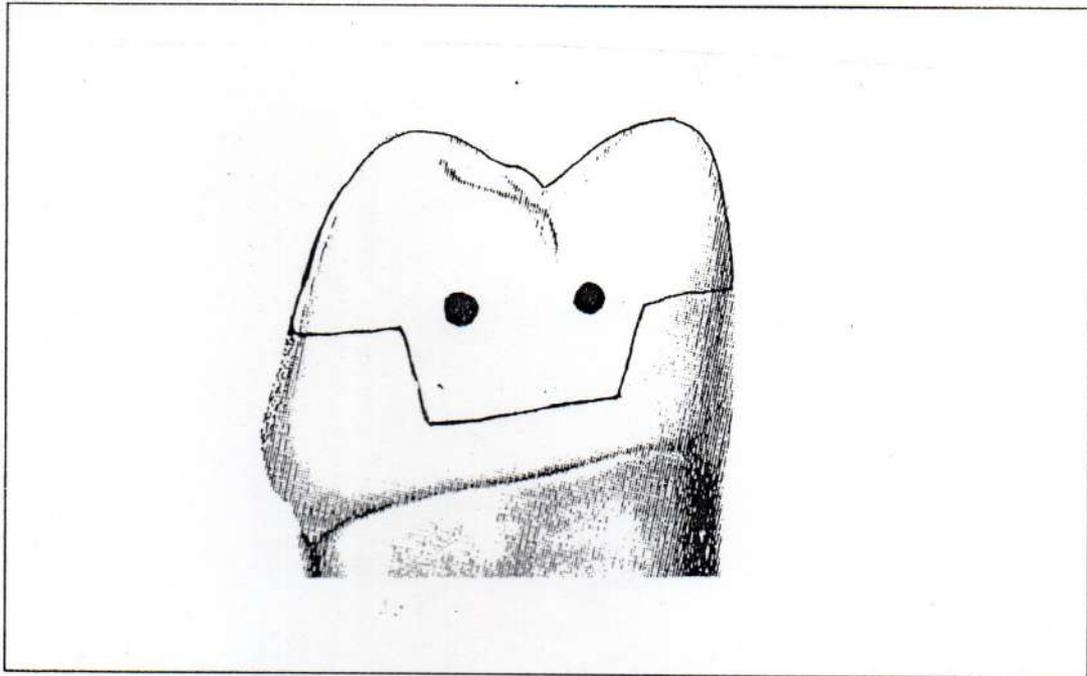


Figura 48: Puntos de medición de espesores en cara proximal.



Figura 49: Medición de patrón de cera en cara oclusal con calibre.



Figura 50: Medición de patrón de cera en cara libre.



Figura 51: Medición de patrón de cera en cara proximal.

El resto del procedimiento se completó según indicaciones elaboradas por el fabricante (calentado, inyectado, glaseado). Según lo detallado en la pág. 21 a 33 de cada uno de los sistemas.

Se utilizaron los procedimientos convencionales para la inclusión, con tres patrones de cera por cilindro (Figuras 52 y 53).

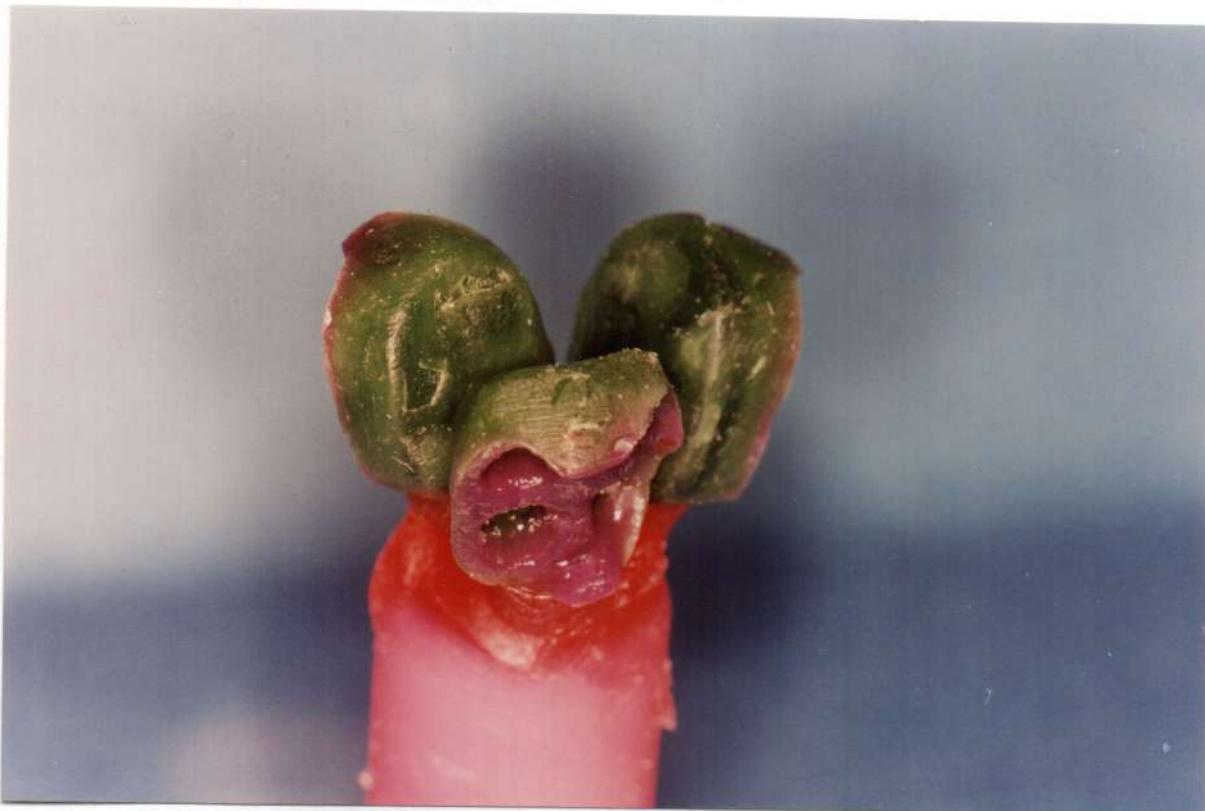


Figura 52: Tres patrones de cera listos para incluir.

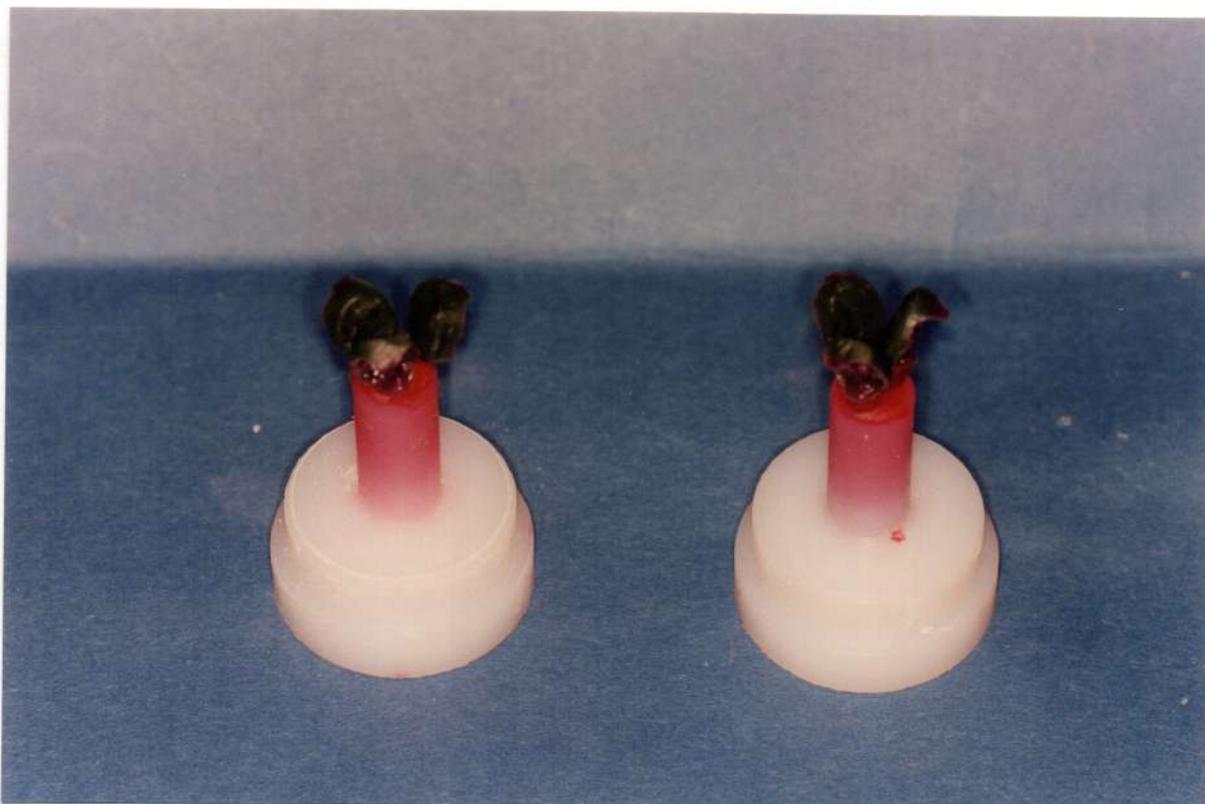


Figura 53: Los patrones de cera montados en los formadores de crisol.

Una vez inyectados, se retiró el material de revestimiento con perlas de vidrio o glass beat (Glandzstrahlmittel, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein).

Se quitaron los bebederos con discos de carborundum extrafinos bajo irrigación acuosa, y se adaptaron las piezas cerámicas a los troqueles metálicos.

Primeramente, se realizó una observación visual ocular de los márgenes, y luego se controló con lupa estereoscópica (Figuras 54, 55 y 56).



Figura 54: Observación de adaptación de las piezas cerámicas (visualización ocular).



Figura 55: Observación de adaptación de las piezas cerámicas (visualización ocular).

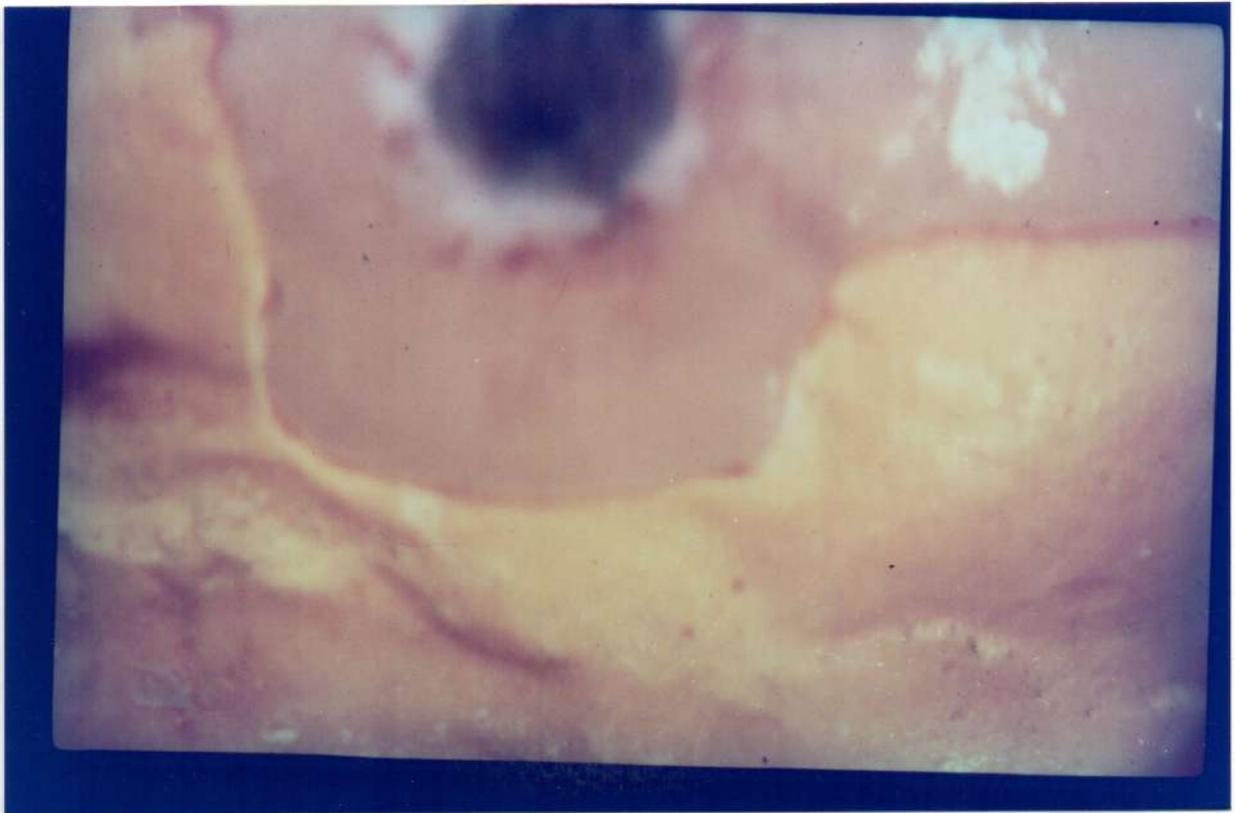


Figura 56: Microfotografía óptica 2x, de la adaptación de una incrustación funcional cerámica inyectada, a nivel de la caja proximal y tubérculo cuspldeo

Posteriormente, medimos los espesores de cada incrustación con un palpador de espesores (calibre) de alta resolución (Renfert Praecimèter, Renfert Co. Germany).

Repetimos el esquema utilizado para los patrones de cera con una variación tolerada no mayor a 0,2 mm (Figuras 57, 58, 59 y 60).

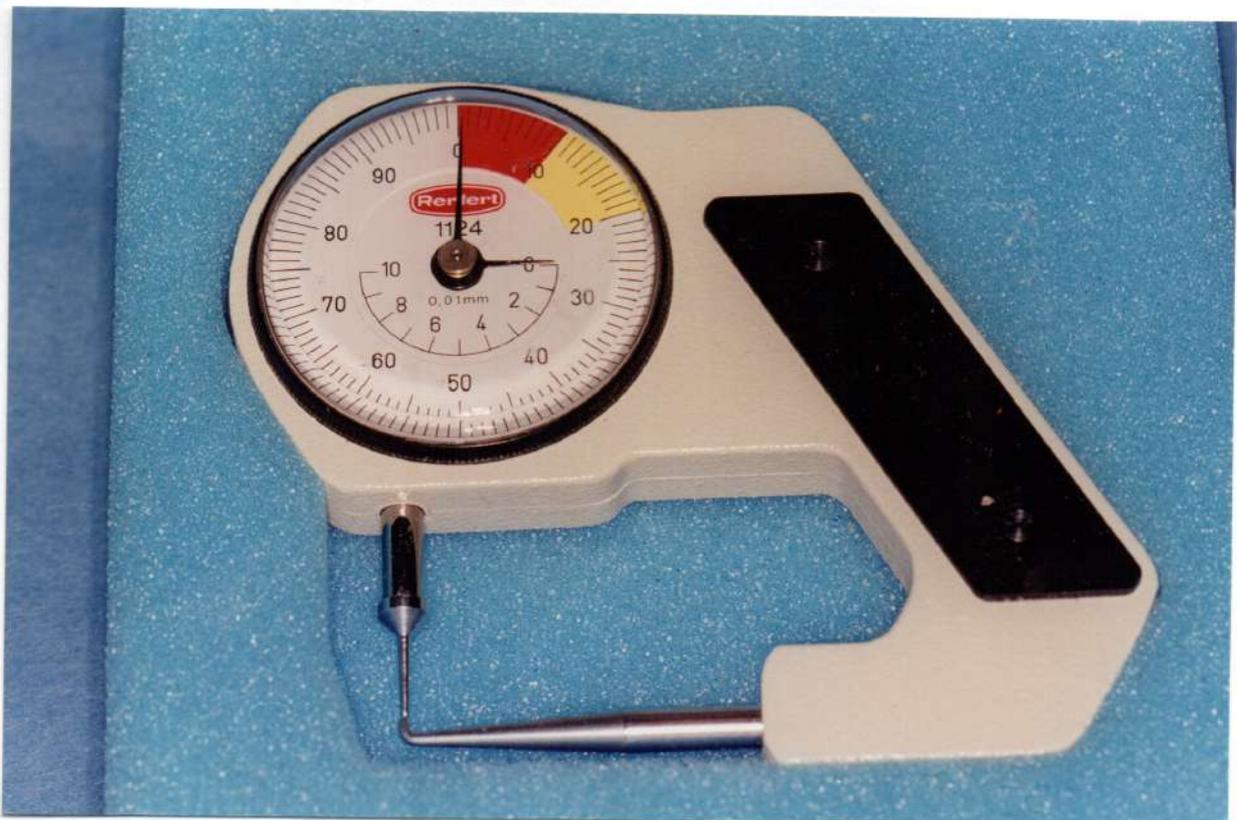


Figura 57: Palpador de espesores de alta resolución.

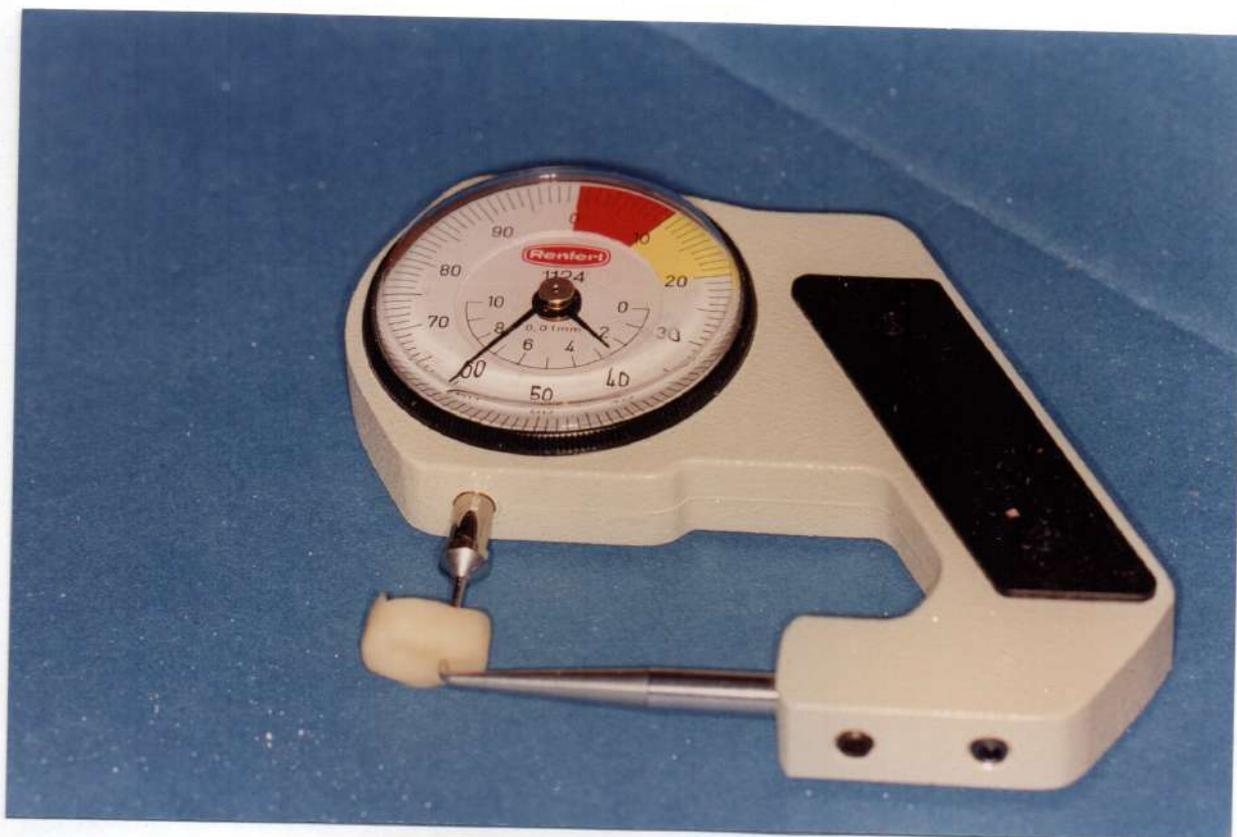


Figura 58: Palpador de espesores midiendo una superficie oclusal de incrustación, grupo I.c.

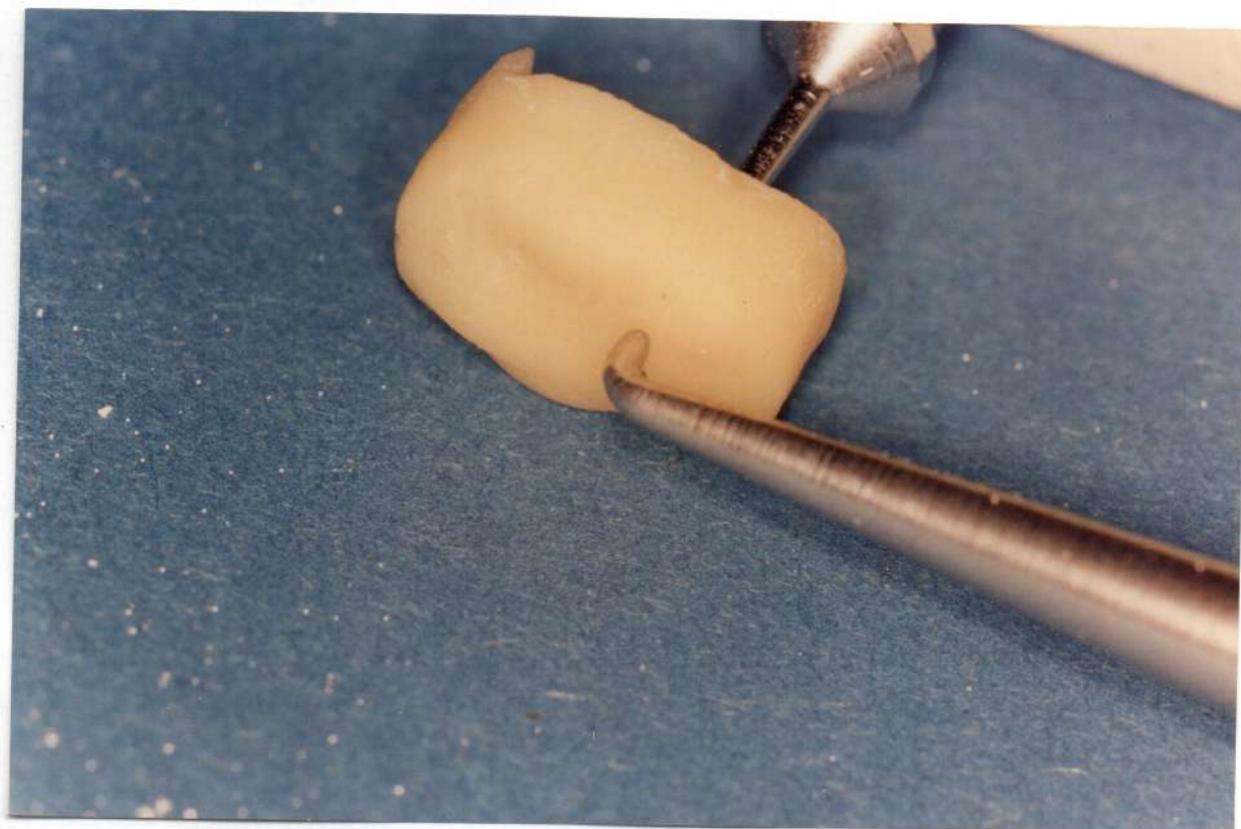


Figura 59: Palpador de espesores midiendo una superficie oclusal de incrustación, grupo I.c, en mayor aproximación

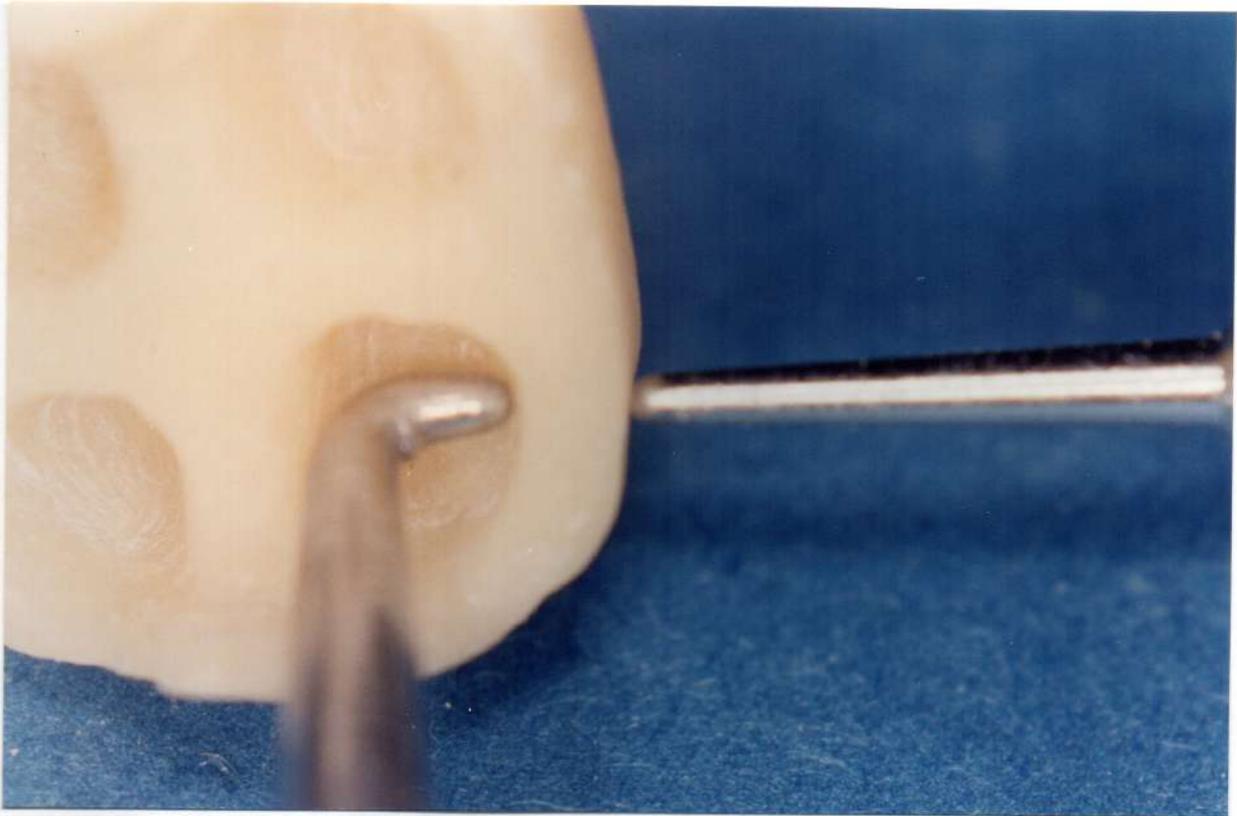


Figura 60: Medición de cara libre (2x).

Una vez realizadas las mediciones, se procedió al glaseado (según indicaciones del fabricante) (Figura 61).

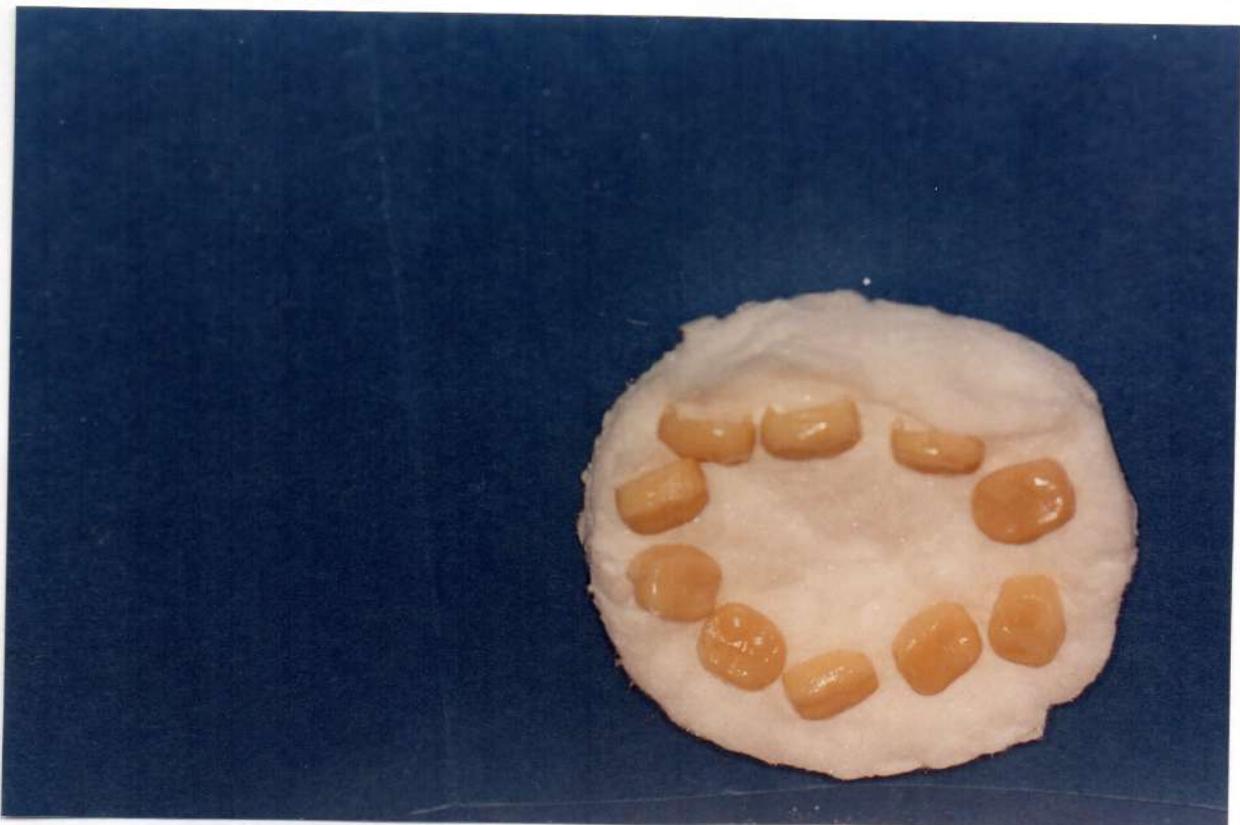


Figura 61: Piezas cerámicas en proceso de glaseado.

III-F. Técnica de cementado

Procedimiento de acondicionado

Sistema IPS EMPRESS

El sistema de adhesión es el sugerido por el fabricante. Por ello las restauraciones cerámicas serán sometidas internamente, a un proceso de grabado con ácido fluorhídrico al 4,9% (IPS Ceramic Etching Gel. Ivoclar. Schaan/Liechtenstein). Luego fueron silanizadas (Monobond-S. Vivadent Ets. Schaan/Liechtenstein) mediante un pincel. Se esperó 60 segundos y se secó con aire 15 segundos (libre de humedad y aceite). Se aplicó una fina capa de agente de enlace en las superficies tratadas de la incrustación (Heliobond. Vivadent Ets. Schaan/Liechtenstein) y se polimerizó 20 seg (Kulzer, Kulzer, Germany).

Como cemento adhesivo de doble curado se utilizó Variolink (Vivadent Ets. Schaan/Liechtenstein) con catalizador de baja viscosidad, con tiempo de espátulado de 10 segundos y de trabajo de $4 \pm 0,5$ minutos (Figuras 62 y 63).



Figura 62: Avío agente cementante "Variolink".

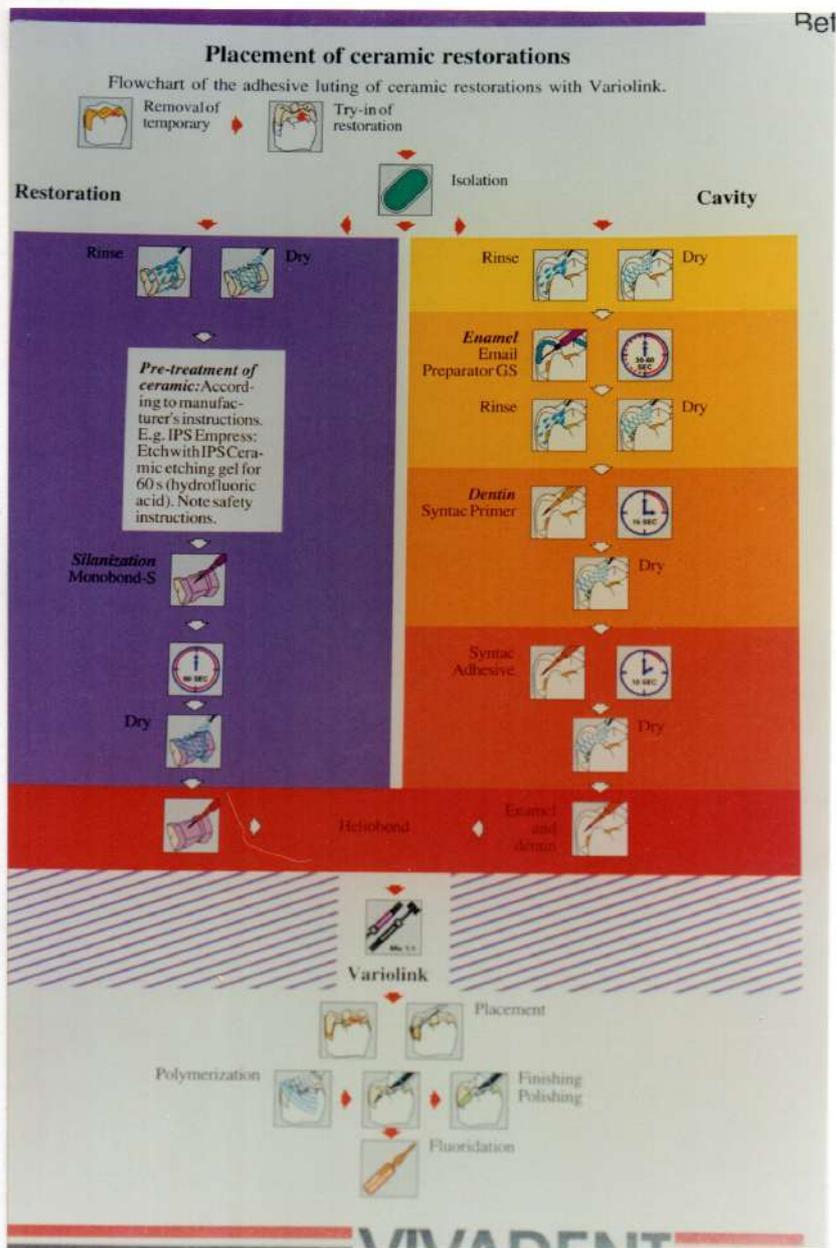


Figura 63: Procedimiento de acondicionado y cementado sugerido por el fabricante.

Sistema OPC

El fabricante sugiere el uso del avío Lute IT! (Jenneric/Pentron, Inc. Wallingford, USA) con similar procedimiento (Silane como silanizador y Bond-1 como agente de enlace) (Figura 64).



Figura 64: Avío agente de enlace "Bond 1".

Este fabricante sugiere no utilizar ácido grabador debido a la estructura cerámica y para evitar sobregabado. Por ello, en estas muestras el primer paso fue silanizarla (Silane, Jenneric/Pentron Inc. Wallingford, USA) mediante pincel. Se esperó 60 seg y se secó con aire 15 seg (libre de humedad y aceite). Se aplicó una fina capa de agente de enlace en la cara interna de la incrustación y se polimeriza 20 seg (Kulzer, Kulzer, Germany) (Bond-1; Jenneric/Pentron, Inc., Wallingford, USA). Como cemento adhesivo de doble curado se utilizó Lute IT! (Jenneric/Pentron, Inc. Wallingford. USA) con catalizador único con tiempo de espatulado 15 seg y de trabajo $4 \pm 0,5$ minutos).

Cada troquel metálico fue rociado con óxido de aluminio de $110 \mu\text{m}$ (ROCATEC PRE, ESPE) para limpiar y arenar las superficies, y luego una cubierta de sílico-alúmina para implantar partículas reactivas en la superficie (ROCATEC SIL, ESPE Dental Medizin GmbH&Co. K6. Seefeld. Germany).

Usando este procedimiento es posible testear bajo condiciones reproducibles que hacen una transferencia efectiva por simulación de adhesión entre incrustación y estructura de soporte ⁽³⁷⁾. Luego, se espatuló el cemento. Se llenaron completamente las incrustaciones y se cargaron axialmente con 30 N interponiendo un bloque de silicona durante 5 minutos. Se fotopolimerizó (Kulzer, Kulzer, Germany) durante 1 minuto por cada cara. Se removieron excesos. No se hizo pulido.

III-G. Evaluación de la resistencia a la fractura

El test de carga se hizo a las 48 horas con una carga progresiva interponiendo una laminilla de estaño de 0,5 mm de espesor. La carga se midió en el momento en que con el graficador de la máquina de ensayos universales se detectó la fractura^(37,58) (Figura 65).

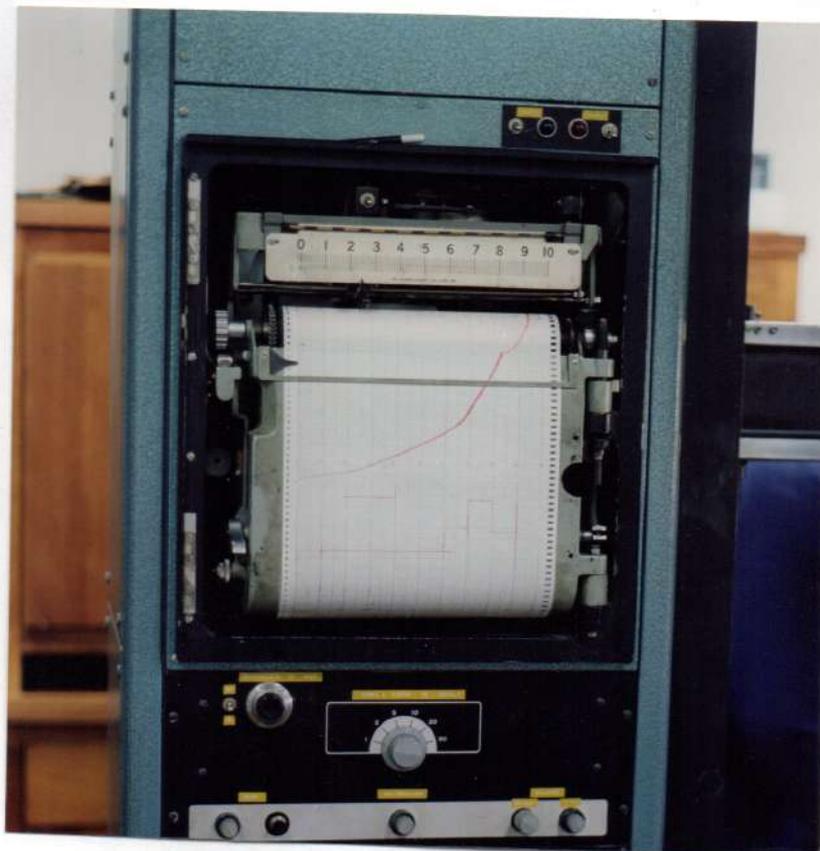


Figura 65: Graficador de la máquina universal de ensayos.

La carga se hizo con una velocidad de aumento de 50 N/seg. Esta carga se hizo con un cilindro con convexidades equivalentes para lograr el equivalente a una carga oclusal estática (detallado en punto III-D).

Las mediciones se hicieron con una máquina universal de ensayos (INSTROM) provista por el Centro de Investigación de Materiales y Metrología. Para ello se diseñó, también, un adaptador para las cargas que permitió instalar los troqueles con las incrustaciones cementadas y el antagonista, sin generar variaciones propias de las superficies irregulares (Figura 66).

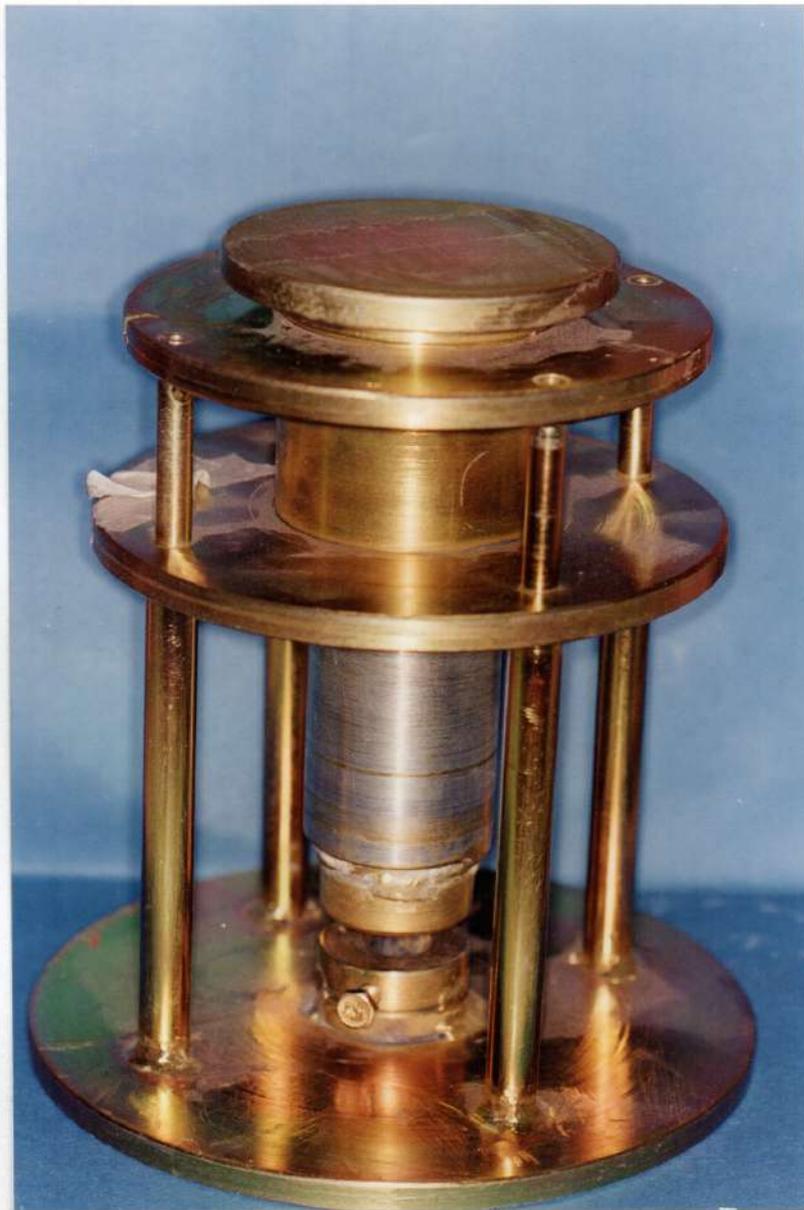


Figura 66: Adaptador para las cargas.

El criterio de cesación de carga se hizo por fractura catastrófica.

El adaptador de cargas es un aparato que permite transferir las fuerzas generadas por la máquina Instron a la superficie de la incrustación. Este adaptador consta de dos platinas, una superior (A) y otra inferior (B), donde apoya la superficie de la máquina Instron.

A través de un cilindro soldado a la platina superior (C) que se desliza por otro que está soldado a cuatro columnas (D) que se conectan con la platina inferior, se logra el deslizamiento para la compresión.

Tanto el cilindro superior (C) (en su extremo inferior) como la platina inferior, tienen soldados unos receptáculos que contienen una hoquedad (E) en la que se fijarán las partes. En la hoquedad inferior se fijará el troquel, con la incrustación cementada, mediante un adaptador colado que en su porción inferior se fija al receptáculo (E), el cual posee un tornillo para que quede trabado (F). En la hoquedad superior se fijará el antagonista estandarizado (G), que se utilizó en la confección de los patrones de cera. De esta manera, se reproduce aceptablemente la relación de una restauración parcial cerámica y su antagonista. (Figuras 67, 68, 69, 70 y 71).



Figura 67: Receptáculo superior.



Figura 68: Adaptador colado.

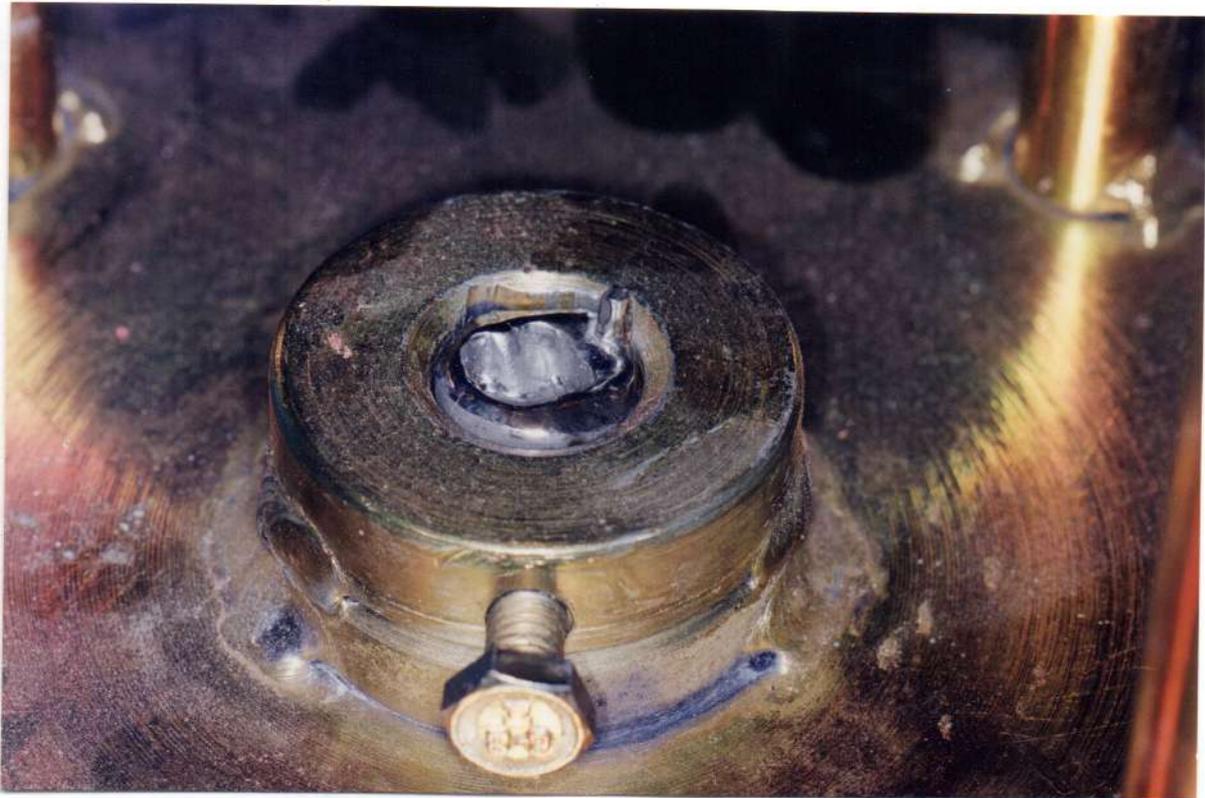


Figura 69: Adaptador colado, colocado en receptáculo inferior.

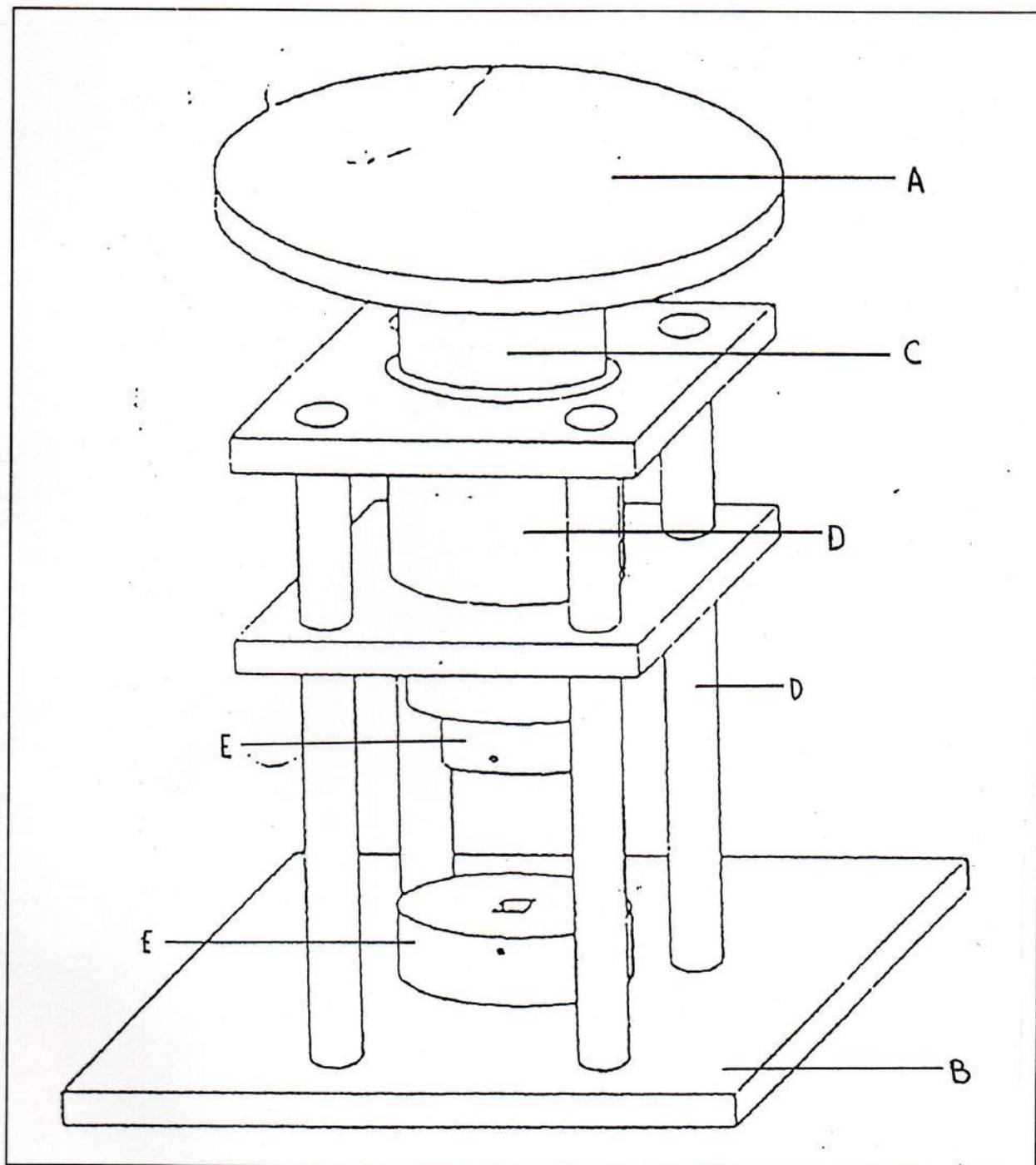


Figura 70: Figura esquemática del adaptador de cargas.

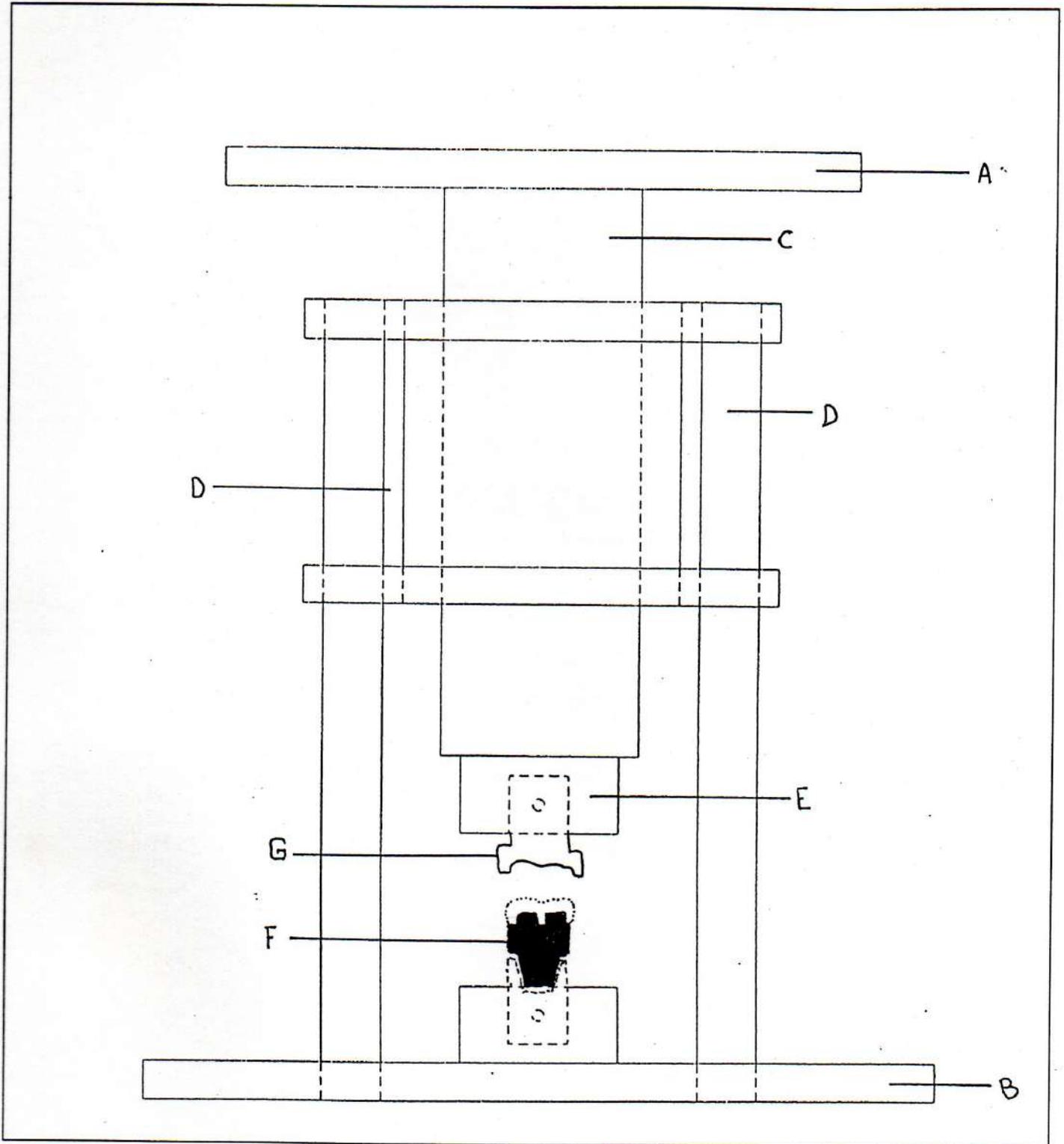


Figura 71: Corte esquemático que muestra la fijación del troquel, con la incrustación y el antagonista estandarizado.

III-H. Diseño experimental y análisis estadístico

Los ensayos fueron organizados en forma de un diseño experimental con tres factores principales, los dos primeros en dos niveles cada uno y el tercero en tres niveles. Estos factores fueron:

- 1: Material (1_1 : IPS; 1_2 : OPC).
- 2: Tallado cavitario (2_1 : cúspides no fundamentales con hombro; 2_2 : con chanfler).
- 3: Espesores (3_a : 1,5 mm; 3_b : 2,0 mm; 3_c : 2,5 mm).

La evaluación estadística de los resultados de resistencia a la fractura, fue llevada a cabo por análisis de varianza. De esta manera fue posible evaluar la significación de la influencia de los tres factores mencionados (1, 2 y 3), así como realizar la evaluación de la interacción entre ellos.

IV. RESULTADOS

IV-A. Resistencia a la fractura

Se analizaron los resultados de un ensayo de resistencia a la fractura de 120 cerámicas dentarias correspondientes a dos marcas comerciales (IPS y OPC), dos formas de tallado, designadas como grupos 1 y 2 y tres espesores de material: (a) 1,5 mm; (b) 2,0 mm; y (c) 2,5 mm. Para cada pieza se registró la carga máxima de daN (en adelante la carga) que soportó la pieza antes de fracturarse. El análisis de los resultados se realizó mediante análisis de la varianza⁽³⁷⁾, según un diseño en bloques completos aleatorizados, en el que los bloques corresponden a las distintas secuencias de medición. Las comparaciones entre valores pares de valores medios (a posteriori del análisis de la varianza) se realizaron mediante la prueba LSD (Less Significant Difference) de Fisher. La Tabla I presenta los valores medios y desviaciones estándar para la carga. (Figura 72)

Figura 72. Tabla I. Valores medios y desviaciones estándar para la carga máxima (daN) que soportó la cerámica antes de fracturarse, según marca comercial, grupo de tallado y espesor.

Marca	grupo	(a) 1,5 mm		(b) 2,0 mm		(c) 2,5 mm	
		Media	DE	Media	DE	Media	DE
IPS	1	191,2	72,7	223,3	33,6	273,1	130,4
	2	185,5	58,4	269,6	79,2	299,4	121,3
OPC	1	307,8	102,4	267,0	96,9	251,5	117,4
	2	308,5	102,8	302,3	90,6	338,6	74,6

La tabla anterior sugiere a grandes rasgos que la carga es en promedio mayor en OPC; que el grupo 2 de tallado tiene una carga media mayor y que el aumento del espesor de la pieza puede estar o no asociado con un incremento de la carga, dependiendo de la marca comercial que se examine. Además, parece existir cierto grado de asociación positiva entre el valor promedio de la carga y la variabilidad de la respuesta. A continuación se analizan los resultados en busca de confirmación de estas presunciones.

Análisis de la varianza

La Tabla II muestra el análisis de varianza⁽⁴¹⁾, para el modelo que incluye el efecto de la marca comercial, el tallado, el espesor de la pieza, la secuencia de medición (bloque) y las interacciones marca*tallado, marca*espesor, tallado*espesor y marca*tallado*espesor. (Figura 73)

Un análisis preliminar permitió establecer que la variabilidad de las respuestas no es homogénea. Luego el análisis que se presenta, se basó en una transformación de potencia ($\lambda = 0,15$) de los datos originales para estabilizar la varianza (Hocking, RR, 1996). Cabe destacar que el análisis sobre los datos originales condujo a resultados equivalentes.

Figura 73. Tabla II. Análisis de varianza.

DEP VAR: Carga (transformada) N: 120 Correlación Múltiple R: 0,511
 Coef. Determinación: 0,262

Fuente de Variación	SC	GL	CM	Estadístico F	P
Bloque	0,1451	9	0,0161	0,8921	0,5353
Marca comercial	0,1613	1	0,1613	8,9205	0,0036
Tallado	0,0678	1	0,0678	3,7492	<u>0,0557</u>
Espesor	0,0552	2	0,0276	1,5264	0,2224
Marca*tallado	0,0069	1	0,0069	0,3818	0,5381
Marca*espesor	0,1358	2	0,0679	3,7563	<u>0,0268</u>
Grupo*espesor	0,0457	2	0,0228	1,2638	0,2871
Marca*espesor*tallado	0,0162	2	0,0081	0,4485	0,6399
Error	1,7897	99	0,0181		

El análisis de la varianza confirma las presunciones originales, indicando una fuerte diferencia entre marcas comerciales, una significativa diferencia entre espesores que depende de la marca (interacción: marca*espesor) y la insinuación de diferencias entre formas de tallado. La Figura 74 muestra los valores medios y sus errores estándar para la carga según la marca comercial. La Figura 75 muestra el diagrama en "box-plot" para la carga según la marca comercial, permitiendo visualizar las diferencias detectadas en el análisis.

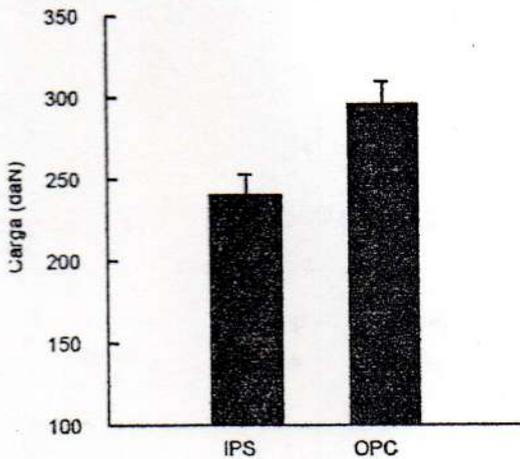


Figura 74: Representación gráfica estadística de la resistencia a la fractura (valores medios + error estándar), según producto comercial.

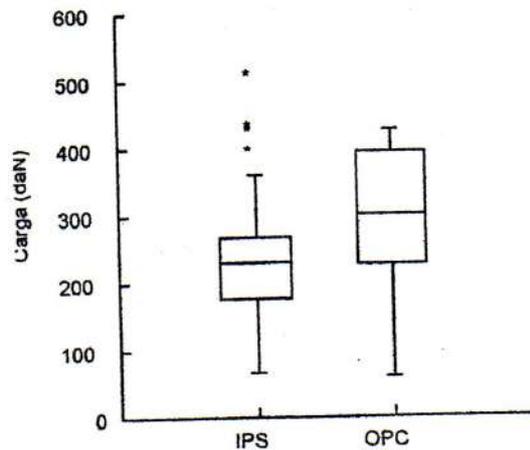


Figura 75: Box - Plot de la carga según marca comercial

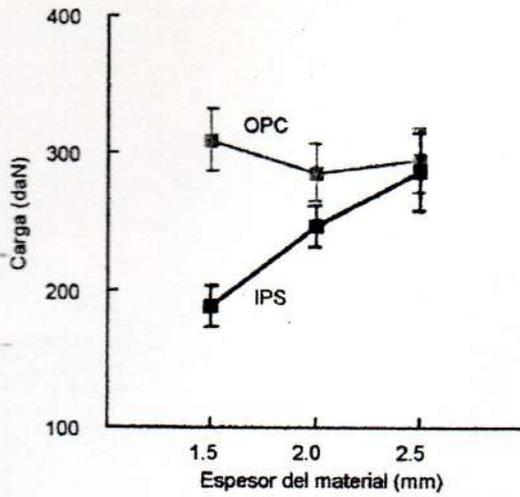


Figura 76: Perfiles medios de carga según espesor del material y marca comercial.

La Figura 76 presenta para cada marca comercial, los perfiles medios de carga según el espesor del material. Esta figura permite interpretar la interacción significativa espesor*marca presentada en la Tabla II. Así, mientras que para OPC, la variación en el espesor es indiferente, para IPS la resistencia de la pieza depende linealmente del espesor. Este es un comportamiento curioso ya que se podría esperar que en ambos casos la resistencia fuera proporcional al espesor del material.

La Figura 76 también muestra que la principal diferencia entre marcas se observa en las piezas más delgadas, ya que para las cerámicas de 2,0 mm y 2,5 mm de espesor la diferencia (aunque siempre favorable a OPC) es más pequeña y estadísticamente no significativa (2 mm vs. IPS: $p=0,3318$; 2,5 mm OPC vs. IPS: $p=0,7857$; según prueba LSD de Fisher).

Respecto del tallado cavitario, se observa una probable diferencia (valor de P en el borde del nivel de significación del 5%), favorable al tallado tipo 2, como se ilustra en las Figuras 77 y 78.

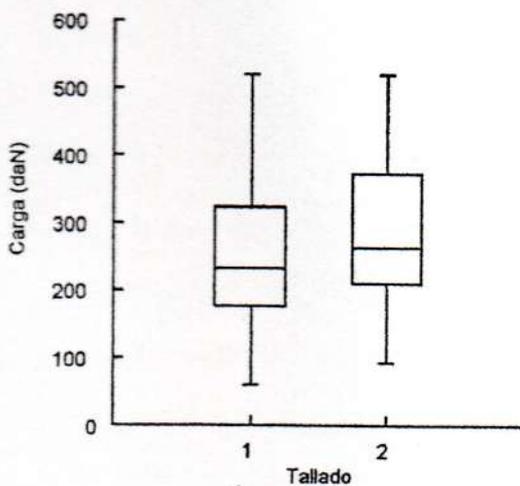


Figura 77: Box-Plot para la carga, según tipo de tallado.

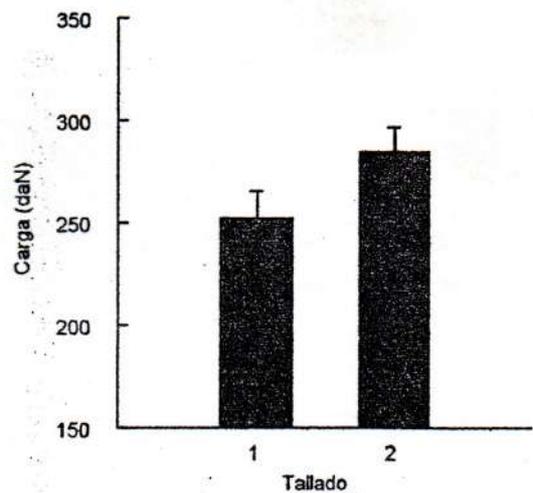


Figura 78: Representación gráfica de la resistencia a la fractura (valores medios + error estándar), según tipo de tallado cavitario.

IV-B. Observación del tipo de fracturas

La observación de fracturas denota una variedad de formas de fracturas que tiene su porcentaje mayoritario en fracturas oblicuas que se extienden por la cara oclusal, tomando algunas de las caras libres sin predominio de ninguna de ellas. Todas poseen un punto aparente de inicio en su cara oclusal, su recorrido es relativamente rectilíneo y abarca todo el espesor del material (de ninguna manera escamosa). (Figuras 79, 80 y 81).



Figura 79. Vista oclusal de fractura (1x).



Figura 80: Vista oclusal de fractura (2x).



Figura 81: Vista vestibular de fractura (2x).

V. DISCUSION

Es sumamente importante mencionar numerosos estudios que sitúan el estado actual de evolución de los conocimientos de los sistemas cerámicos y sus técnicas de manejo propias y también clínicas, para confrontar los resultados obtenidos en este trabajo:

- Todos los sistemas vitrocerámicos presentan una resistencia a la fractura, superior a los valores de mordida establecidos con gnatodinamómetros en seres humanos (hombres y mujeres) sin parafunción en diferentes edades.⁽⁹⁹⁾
- Existen variaciones en la resistencia a la fractura según cada sistema.⁽⁸⁰⁾
- La resistencia a la fractura y flexión puede ser mejorada con modificaciones de composición y de elaboración, según cada sistema^(54,3,36,45,49,53). Denry, I et al, en 1993, aumentaron los valores del sistema Dicor-Castable Glass Ceramics con la incorporación de 2,5 wt% de fluoruro de litio y ceramizando a diferentes temperaturas^(19,40).
- Los sistemas de grabado ácido no alteran la resistencia a la fractura y flexión⁽⁹²⁾ ni los procesos de laminado^(83,4,18,39,61,70).
- También se puede mejorar la resistencia a la fractura, con diferentes rangos de enfriamiento.⁽⁶⁾
- Una mayor resistencia a la flexión, garantiza una mayor resistencia a la fractura.^(5,11,47,48,58,50, 51, 56, 57, 63, 65, 66, 82, 94)
- El proceso de grabado de la cerámica y del diente, junto al uso de resinas adhesivas duales, aumenta la resistencia a la fractura.^(31,96,29,30,81,37,28,12)
- Es posible lograr adhesión resina-porcelana mediante el uso de ácido fluorhídrico y compuestos especiales.⁽²⁶⁾
- El ajuste marginal de incrustaciones de los sistemas cerámicos, varía según la zona de medición. Los procedimientos que utilizan sistemas de colados o inyección, registran un mejor ajuste promedio de las diferentes zonas de medición, así como de posibilidades de modelado.⁽⁶⁸⁾
- Las incrustaciones cerámicas realizadas y diseñadas mediante ordenador (Cad-cam-Cerrec-sistem Siemens) muestran una adaptación aceptable, con posibilidad de adecuar cúspides en sitios determinados, pero requieren mejorar su software para hacer más sencillo y preciso el trabajo clínico. Además, no habilitaría aún el uso de rehabilitaciones bucales totales^(32,15).
- En julio de 1996, Allen et al sugieren que las mediciones realizadas sobre cerámicas dentales en cuanto a la resistencia a la carga, fueron métodos muy simples (generalmente con discos cerámicos) y no son realmente válidos, para predecir fallas clínicas donde las restauraciones son sometidas a cargas subcríticas. Tampoco son significativos los estudios con baja carga cíclica, mecánicamente realizada, para determinar la fatiga del material⁽²⁾.
- Los estudios de resistencia a la fractura de las restauraciones cerámicas realizadas en troqueles metálicos, son un método aceptable para esas mediciones.^(58,37)
- El sistema cerámico por colado o inyección permite un perfecto modelado con función óptima en posteriores, con alta resistencia a la flexión y sin contracción, tras el proceso de inyección.^(58,43)
- Las incrustaciones funcionales metálicas han sido descritas como un medio excelente de rehabilitación oclusal total^(85,10,14,16,22,23,27,35,35,37,69,71,72,73,78,86,90). Sin embargo, se sugiere no utilizar

las incrustaciones cerámicas donde se evidencian cargas oclusales excesivas y hábitos parafuncionales determinados por el bruxismo^(31,30).

A la luz de los estudios existentes, nos parece razonable aceptar que los sistemas vitrocerámicos por inyección superan los valores establecidos para seres humanos, en condiciones normales aunque esto no está estudiado en todos los procedimientos clínicos, y prueba de ello son las incrustaciones funcionales. Las parafunciones aumentan la carga, y por ello es preciso buscar los procedimientos clínicos que permitan obtener la máxima resistencia a la fractura posible en cada situación clínica (ej.: incrustaciones funcionales). Así también, la existencia de diferentes técnicas y procedimientos modifican la resistencia a la carga, entonces si diferentes marcas comerciales modifican algunos procedimientos, debemos, obligadamente compararlos entre sí. Esto se comprueba con la indicación de grabado ácido cerámico que poseen algunas marcas comerciales y otras no.

Creemos que es fundamental la aseveración de Allen et al⁽²⁾, en la que dan su opinión en cuanto a la validez de los métodos de medición y su excesiva simplicidad. En nuestra opinión, como resultado de nuestra observación clínica, creemos en las diferentes virtudes de los sistemas cerámicos por inyección, que junto a una cuidadosa técnica de tallado, con un excelente grado de adaptación, permiten un uso generalizado en la terapia restauradora. Pero es necesario validarlo en condiciones lo más parecidas posible a la situación clínica, ya que aunque creemos que difícilmente se pueda realizar una experimentación que asegure la repetición de todas las variables clínicas posibles, esto es de mayor validez.

Para ejemplificar lo anterior, podemos decir que **es de dudosa correspondencia la referencia que nos da un material en condición de similitud de espesores (ya que la bibliografía muestra sólo experimentaciones con discos cerámicos), cuando en realidad en un tallado cavitario de una incrustación funcional, difícilmente existan lugares de espesor constante.** Por lo tanto es esencial investigar y reconocer bajo qué condiciones se sugiere no utilizar incrustaciones cerámicas (supuestas contraindicaciones) ya que, quizás, esto se podría solucionar con modificaciones del tallado cavitario tales como la presencia o no de hombro en las cúspides no fundamentales, o con el aumento de espesores oclusales, lo que podría redundar en la ampliación de procedimientos clínicos, para la terapia restauradora preventiva.

En este trabajo, los resultados parecerían ser alentadores. Los grupos de trabajo confirmaron que todos los tallados, espesores y marcas comerciales superan con creces las necesidades de resistencia a la carga para seres humanos, por lo tanto constituirían un excelente sistema de rehabilitación bucal y dentaria. Ahora bien, es interesante notar que el mayor espesor posible en las caras oclusales permitiría asegurar la resistencia a la compresión bucal en las incrustaciones, prácticamente, triplicando los valores necesarios para seres humanos, y que quizás evitando hombros en cúspides no fundamentales, esta resistencia sería aún mayor. Esto significaría un beneficio para pacientes con cargas oclusales aumentadas (ej.: parafunción). Las muestras correspondientes a OPC evidenciarían una mejora frente al sistema IPS-Empress, ante la carga. Esta variación nos abre la puerta a futuras investigaciones, ya que deberíamos suponer que contrariamente a lo que consideran muchos autores^(6,9,12,14,16,27,28), si bien la realización de grabado ácido de la cerámica con ácido fluorhídrico al 4,9% reafirma la condición cementante, generaría una disminución relativa de la resistencia a la fractura, en este tipo de preparaciones.

Evidentemente, quedaría claro que los estudios realizados in-vitro que distan mucho, en su reproducción, de las características clínicas, pueden resultar engañosos. No siempre las condiciones físicas de un material se mantendrían constantes ante variaciones de las condiciones de realización (tallado cavitario, espesor, etcétera).

Las diferencias entre marcas comerciales, no resultaría significativa en su aplicación clínica en condiciones normales, aunque en situaciones críticas de carga oclusal respondería mejor el sistema producido por Jenneric/Pentron. Esto se confirma con los valores obtenidos para los grupos de 2,0 mm y 2,5 mm, donde las diferencias entre ambos no son estadísticamente significativas.

En los grupos de menor espesor, las marcas comerciales muestran una diferencia que es estadísticamente significativa. Esto podría explicarse quizás en la acción de ácido grabador (aparentemente la única diferencia importante entre ambos sistemas comerciales) que podríamos suponer, generaría una menor resistencia a la carga ya que el grabado actuaría en el volumen de la incrustación en una parte proporcionalmente mayor que en los otros dos grupos, donde el mayor volumen cerámico, haría que el efecto del ácido sea significativamente menor. Es indudable que este punto debe ser profundizado en otro estudio.

En cuanto al desenvolvimiento de las líneas de fractura producto de su sola observación, el aumentar el espesor oclusal no indicaría un beneficio en la resistencia a la carga, ya que estas tendrían un factor constante de fractura en las caras libres. Recordemos que en dichas caras el espesor fue constante. Esto explicaría por qué en el grupo OPC en sus tres subgrupos no existen variaciones importantes ante cambios de espesor y tampoco en el grupo IPS-Empress, en los subgrupos "b" y "c".

Los mejores resultados obtenidos en los tallados cavitarios del grupo II se podrían explicar con el mismo concepto que en el párrafo anterior. En este grupo desaparece el hombro de protección lingual, que porcentualmente es donde se producen en mayor cantidad las líneas de fractura de manera que esto aumenta los valores de resistencia a la fractura.

VI. CONCLUSIONES

La evaluación de la resistencia a la fractura de las incrustaciones funcionales vitrocerámicas elaboradas mediante sistema de inyección, analizando los diferentes tallados, espesores y productos comerciales, nos permite concluir que:

1. En todos los grupos los valores obtenidos fueron superiores a los valores de fuerzas oclusales en seres humanos.
2. Los valores en los diferentes tallados cavitarios, insinuaron una mejora en la resistencia a la carga cuando se realizó un chanfler en cúspides no fundamentales, con respecto a la utilización de hombro recto.
3. Los mejores valores de resistencia a la carga, se encontraron en los grupos de mayor espesor (2,0 mm y 2,5 mm), pero no se registró diferencia estadísticamente significativa entre productos comerciales.
4. Se evidenció que los grupos con mayores espesores aseguran una mayor resistencia a la fractura, aun cuando se varíe la planimetría cavitaria.
5. La observación de las características de las fracturas, evidenció una mayor relación con las caras libres que con el espesor de la cara oclusal.
6. Por los valores obtenidos en todos los grupos experimentales, independientemente de planimetría cavitaria, espesores y sistemas comerciales, estas restauraciones representan un sistema de restauraciones apto para uso rehabilitador.

VII. RESUMEN

El objetivo de este trabajo fue determinar la resistencia a la fractura de incrustaciones cerámicas funcionales inyectadas. Para ello se realizaron 120 incrustaciones construidas sobre dos diseños cavitarios originales similares, distinguiéndose entre ellos por un diferente tallado de las cúspides no fundamentales; además se evaluaron dos productos comerciales, en tres espesores diferentes.

Se conformaron así dos grandes grupos: grupo I constituido por 60 muestras construidas sobre un troquel metálico, con un tallado cavitario para incrustaciones funcionales con hombro recto tanto por vestibular como por lingual y grupo II, constituido por 60 muestras, que se diferenció por tener una terminación en chanfler por lingual. A su vez cada uno de los grupos se subdividió en tres subgrupos "a", "b" y "c" en base a la elaboración de incrustaciones cerámicas de tres espesores diferentes: 1,5 mm, 2,0 mm y 2,5 mm respectivamente. El 50% de cada grupo y subgrupo fue construido con un sistema comercial diferente. Uno de los sistemas fue OPC (Jenneric/Pentron, Inc. Wallingford, USA) y el otro IPS-Empress (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein).

Los troqueles metálicos fueron acondicionados, para lograr testear bajo condiciones reproducibles con una transferencia efectiva por simulación, la adhesión entre incrustación y estructura de soporte. Las muestras fueron primeramente construidas en cera, mediante técnica especial para calibrar los espesores e igualar la anatomía. La inyección y el acondicionamiento de las incrustaciones, fue hecho según las indicaciones de cada fabricante. Cada muestra fue construida por una cuidadosa técnica y los espesores de cada superficie fueron medidos con un palpador de calibre, con una resolución de 0,01 mm. Una vez glaseadas, las muestras fueron cementadas. En el caso del sistema IPS-Empress, fueron grabadas con ácido fluorhídrico al 4,9%, silanizadas y se le aplicó un agente de enlace provisto por el avío cementante (Variolink, Ivoclar). Las muestras del sistema OPC sólo fueron silanizadas y se le aplicó el agente de enlace provisto por el avío cementante (Lute it!, Jenneric/Pentron). Ambas fueron cementadas con su respectivo cemento de doble curado. Las muestras testeadas en una máquina universal de ensayos (Instromm), fueron sometidas a carga, con una velocidad de aumento de 50 N/seg, mediante un adaptador de cargas, diseñado especialmente para conseguir una simulación de cargas oclusales estáticas.

Del análisis estadístico de los datos, se puede concluir o deducir que: el grupo IIa, del sistema IPS-Empress, obtuvo el valor medio menor de 185,5 daN y el grupo IIc, del sistema OPC, el mayor de 338,6 daN. Los resultados muestran una mejora en la resistencia a la fractura en los grupos de mayor espesor, con tallado cavitario en chanfler a nivel de las cúspides no fundamentales, con ambos sistemas y una diferencia favorable al sistema OPC, en los grupos de menor espesor. Todos los grupos superaron ampliamente y, en algunos casos, triplicaron los valores de fuerzas oclusales normales en seres humanos.

VIII. SUMMARY

The aim of this report was to assess the fracture resistance to functional injected ceramic onlays. For that reason, 120 functional onlays were made on two similar original cavities designs which are distinguished among them by a different cavity of non fundamental cusps, besides two commercial brands and three different thickness, were evaluated.

Two large groups were distinguished: Group I-60 samples were made in a metallic die with a 90° shoulder functional onlays cavity for both vestibular and lingual; and in Group II, with also 60 samples, an end chanfler lingual made a difference.

In turn, each of these groups was divided into 3 subgroups "a", "b" and "c", three different thickness ceramic onlays were fitted in each of them: 1,5 mm, 2,0 mm and 2,5 mm, respectively. Fifty (50%) of each group and subgroup was made with a different commercial system. One of them was OPC (Jenneric/Pentron, Inc Wallingford, USA) and the other was IPS-Empress (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein).

The metallic dies were conditioned in order to test under replicable conditions with an effective transference by stimulating the adherence between the onlays and the support structure. First the samples were waxed, this was made with a special technique to caliber the thickness and to match the anatomy. The injection as well as the onlays arrangement were carried out according to each manufacturer's indications.

Each sample was made with a careful technique and each surface thickness was measured with a 0,01 mm resolution caliper. Once glazed, the samples were cemented. In the IPS-Empress system they were impressed with 4,9% fluorhydric acid, silanized and a bonding agent was provided by the cemented kit (Variolink, Ivoclar).

Only the OPC system samples were silanized and the bonding agent provided by the cemented kit, was applied (Lute it!, Jenneric/Pentron). Both were cemented with their own double cured cement. In a universal assays machine (Instromm), the tested samples were submitted to an increase velocity load of 50 N/seg through a load adapter specially designed to obtain a simulation of the occlusal static loads.

The IPS-Empress system Group IIa got a mean value lower than 185,5 daN and Group IIc higher than 338,6 daN. The results disclosed a resistance to fracture improvement in groups of greater thickness, with chanfler cavity in non fundamental cusps in both systems and a favourable difference to OPC system in less thickness groups.

All the groups exceeded widely and in some cases, the normal occlusal forces were threefold in human beings.

IX. BIBLIOGRAFIA

1. Adait, PJ; Grossmann, DG. (1984) The castable ceramic crown. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.* 2: 33-45.
2. Allen et al. *Prosthodontics. J. Prosth. Dent.* 76; (1):74-75.
3. Anusavice, KJ; Gray, AE. (1989) Influence of framework design, contraction mismatch and thermal history on porcelain checking in fixed partial dentures. *Den Mater.* 5:59-63.
4. Anusavice, KJ; Lee, RB. (1989) Effect of firing temperature and water exposure on crack propagation in unglazed porcelain. *J. Dent. Res.* 68:1075-81.
5. Anusavice, KJ; Hojjatie, B. (1992) Tensile stress in glass-ceramic crowns. Effect of flaws and cement voids. *Int. J. Prosthodont.* 5:351-358.
6. Baharau, H et al. (1996) Effect of different cooling rates on fracture toughness and microhardness of a glazed alumina reinforced porcelain. *J. Prosth. Dent.* 76:19-22.
7. Barnes, D et al. (1992) Evaluación clínica de un composite posterior en un estudio de 5 y 8 años. *Quintessence (ed. esp.). V; (1):13-21.*
8. Barnes, IE. (1974) The production of inlay cavity bevels. *Brit. Dent. J.* 137:379-380.
9. Barreto, MT; Bottaro, BF. (1982) A practical approach to porcelain repair. *J. Prosthet. Dent.* 48:349-352.
10. Benítez, J y García, M. (1992) Principios para el cementado de cerámicas. *Avances en Odontostomatología.* 8:249-54.
11. Bernal, G et al (1993) The effect of finish line form and luting agent on the breaking strenght of Dicor crowns. *Int. J. Prosthodont.* 6:286-290.
12. Burke, F. (1995) The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence.* 26:293-300.
13. Cadafalch, C et al. (1994) Modelado oclusal con CAD-CAM. *Quintessence.* VII; (2):105-108.
14. Carranza, FA. (1992) *Periodontología Clínica de Glickman.* Ed. Interamericana. 7a. edic.
15. Cavel, WT et al. (1988) A pilotstudy of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and a dualcure resinacement. *Quintess. Int.* 19. 257-262.
16. Christensen, M GJ y Christensen, RP. (1986) Porcelain inlays and onlays, resin-bonded. *CRA New.* 5:1-2.
17. Clinical instructions for DICOR restorations and use of the DICOR light activated cementation kit. (1988) York, Penn, Dentsply International Inc, York Division.
18. Dehoff, PH; Anusavice, KJ. (1989) Tempering stresses in feldspathic porcelain. *J. Dent. Res.* 68:134-8.
19. Denry, I and Rosentiel, S. (1993) Flexural strenght and fracture toughness of dicor glass-ceramic after embedment modification. *J. Dent. Res.* 73:(3):572-576.
20. Desjardins, R; Malone, W; Taylor, T. (1994) Seven-step tooth preparations for a gold onlay. *J Prosthet Dent.* 71:119-23.
21. DICOR laboratory technique manual. (1987) York, Penn, Dentsply International Inc, York Division.
22. Donovan, TE; Gandara, BK y Nemetz, H. (1985) Review and survey of medicaments used with gingival retraction cords. *J. Prosthet. Dent.* 53:525-30.
23. Duret, F; Blowin, JL y Duret, B. (1988) Cad-Cam in dentistry. *J. Am. Dent. Assoc.* 117:715-20.

24. Dykema, RW; Goodacre, CJ; Phillips, RW. (1986) Johnston's modern practice in fixed prosthodontics. Philadelphia, WB Saunders Co, pp. 397-398.
25. Echeverri Guzmán, E; Sencherman Kovalsky, G. (1986) Neurofisiología de la oclusión. Ediciones Monserrate Ltda. 186-90.
26. Eissmann, HF; Radke, RA y Noble, WH. (1971) Physiologic design criteria for fixed dental restorations. Dent. Clin. N. Amer. 15:543-568.
27. Farah, JW; Dennison, JB y Powers, JM. (1977) Effects of design on stress distribution of intracoronal gold restorations. J. Am. Dent. Assoc. 94:1151-65.
28. Fernández Boderau, E (h). (1993) Restauraciones estéticas. Rev. Asoc. Odontol. Argent. 81; (2):89-93.
29. Fernández Bodereau jr, E. e Ibáñez, C. (1992) Análisis comparativo de adaptación marginal "in situ" en restauraciones cerámicas y metálicas. Avances en Odontología. 8:619-24.
30. Fernández Bodereau jr, E. (1995) Análisis de reconstrucciones funcionales cerámica pura en elementos anteriores y posteriores. Rev. Asoc Odont Arg. 83; 4:326-332.
31. Fernández Bodereau jr, E y Fernández Bodereau, E. (1996) Prótesis fija e implantes. Práctica Clínica. Ediciones Avancer.
32. Fernández Bodereau jr., E; Ranasso, R y Uribe Echevarría, J. (1995) Adaptation of ceramic inlays-onlays with high alumina content and CAD-CAM systema ceramics. J.Dent Res. 74:731.
33. Garber, DA y Nathanson, D. (1988) Etched porcelain inlays. AO. 81.
34. Giraudo, E. (1995) Estudio con microscopía óptica y electrónica de barrido de filtración marginal en incrustaciones. Revista Claves de Odontología. Abril:3-8.
35. Grossman, DG. (1983) Processing a dental ceramic by casting methods. Presented at Conference on recent developments in ceramic and Ceramic-Metal Systems for crown and bridges. Ann. Arbor: WK Kellogg Foundation Institute. Oct. 10-12.
36. Grossman, DG; Johnson, JLM, inventors (1987). Corning Glass Works, assignee. Glass-ceramic compositions for dental constructs. US patent 4,652,312. Mar 24.
37. Groten, M et al. (1997) The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. Int. J. Prosthodont. 10:169-177.
38. Hahn, R; Löst, C. (1995) Elaboración sonoroerosiva de obturaciones cerámicas. Quintessence (ed. esp.). 8; (7):426-434.
39. Heo, SJ. Fracture toughness of castable glass ceramics using microin dentation (thesis). (1985) Buffalo: State Univrsity of New York at Buffalo.
40. Heo, S; Carter, JM; Johnson, RR. (1990) Fracture toughness of castable glass ceramics using microindentation (abstract). J. Dent. Res. 69:299.
41. Hocking, RR. (1996) Methods and applications of lineal models. Regresion and the analysis of variance. Wiley. 12-90.
42. Ingraham, R; Bassett, RW y Koser, JR. (1969) An atlas of cast gold procedures. 2a. edic. Buena Park, Uni-Tro College Press, p. 34.
43. IPS-Empress. (1992) Folleto informativo para la confección y cementado de coronas, inlay/onlay y carillas. Ivoclar. Ag. Fl9494. Schaan/Liechtenstein.
44. Jeanneret, Max. (1953) L'inlay a crampons. Julien Prélat Editeur.
45. Jones, DW et al. (1988) Fracture toughness and dynamic modulus of tetrasilicic mica glass-ceramic. J. Can Ceram. Soc. 57:39-46.
46. Jordan, R; Kanca, J. (1994) Grabado compuesto estético (ed. esp). Mosby/Doyma Libros S.A. 318-338.

47. Kappert, HF; Knode, H. (1991) Festigkeit des In-Ceram-Systems unter mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstpeichel. *Dtsch Zahnärztl Z.* 46:129-131.
48. Kelly, JR; Tesk, JA; Sorensen, JA. (1995) Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J. Dent. Res.* 74:1253-1258.
49. Kelly, JR; Campbell, SD; Bowen, HK. (1989) Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J. Prosthet. Dent.* 62:536-541.
50. Kelly, JR et al. (1990) Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int. J. Prosthodont.* 3:430-440.
51. Kelly, JR. (1995) Perspectives on strenght. *Dent. Mat.* 11:103-110.
52. Kinzer, RL y Morris, C. (1976) Instruments and instrumentation to promote conservative operative dentistry. *Dent. Clin. N. Amer.* 20:241-257.
53. Kon, M; Ishikawa, K; Kuwayama, N. (1990) Effects of zirconia on fracture toughness and bending strenght of dental porcelain. *Dent. Mater. J.* 9:181-192.
54. Kvam, K; Herö, H and Öilo, G. (1991) Fracture toughness measurements of some dental core ceramics. A methodologic study. *Scand J. Dent. Res.* 99:527-532.
55. Leung, R; Confortes, I. (1988) Porcelain inlays and onlays. *CDJ.* 16:39-43.
56. Leinfelder, KF. (1992) Acid etching of dentin: too early to recommend (editorial). *Quintessence Int.* 23:229.
57. Ludwig, K; Joseph, K. (1994) Untersuchungen zur Bruchtestigkeit von IPS-Empress-Kronen in Abhängigkeit von den Zementiermodalitäten. *Quintessenz Zahntech.* 20:247-256.
58. Ludwig, K. (1991) Análisis de la resistencia a la rotura de las coronas de cerámica sin metal. *Dental Labor.* XXXIX. 5:647-651.
59. Malament, KA; Grossman, DG. (1990) Clinical applicaton of Dicor® crowns: a two-year report (abstract). *J. Dent. Res.* 69-299.
60. Marcum, JS. (1967) The effect of crown marginal depth upon gingival tissue. *J. Prost. Dent.* 17:479-487.
61. Marion, RH. (1979) Use of indentation fracture to determine fracture toughness: fracture mechanics applied to brittle materials. Freiman SW, editor. Philadelphia: American Society for Testing and Materials. 103-11. (Special technical publication Nº 678).
62. Marotto, J y del Castillo, R. (1995) Restauraciones de clase IV mediante incrustación de cerámica sin metal empess. *Quintessence (ed. esp).* VIII. 9:563-566.
63. Marquis, PM. (1992) The impact of clinical environment on the strenght of dental ceramics (IADR abstract 1269). *J. Dent. Res.* 71 (special issue):690.
64. Martínez Ross, E. (1984) Procedimientos clínicos y de laboratorio de oclusión orgánica. Ediciones Monserrate Ltda. (Colombia). 216-9.
65. Mesaros, AJ, Evans, DB, Schwartz, RS, Gureckis, KM. (1994) Influence of dentin adhesion on the fracture load of Dicor (IADR abstract 2351). *J. Dent. Res.* 73 (special issue):396.
66. McInnes-Ledoux, PM et al. (1987) Luting castable ceramic restorations. A bond strenght study (IADR abstract 802). *J. Dent Res.* 66 (special issue):207.
67. Minato, K y Howard, ES. (1988) Posterior etched porcelain inlays and onlays: treatment planning and technique. *Hawaii Dental Journal.* 8-13.
68. Molin, M and Karlsson, S. (1993) The fit of gold inlays and three ceramics inlays system. *Acta Odontol Scand.* 51:201-206.
69. Mondarelli, J et al. (1980) Fracture strenght of human teeth with cavity preparations. *J.*

- Prosthet. Dent. 43:419-26.
70. Morena, R; Lockwood, PE; Fairhurst, CW. (1986) Fracture toughness of commercial dental porcelains. *Dent. Mater.* 2:58-62.
 71. Muller, G. (1988) Atzen und silanisieren dentalem keramiken. *Dtsch Zahnarztl* 2. 43:438-41.
 72. Nathanson, D. (1987) Etched porcelain restorations for improved esthetics: onlays. *Compend Contin Educ. Cent.* 8 (6):410-5.
 73. Noble, WH; Mc Clatchey, KD y Douglass, GD. (1976) A histologic comparison of effects of electrosurgical resection using different electrodes. *J. Prosthet. Dent.* 35:575-82.
 74. Palmer, DS et al. (1991) Wear of human enamel against a commercial castable ceramic restorative material. *J. Prosthet Dent.* 65:192-195.
 75. Pameijer, JHN. (1985) Periodontal and occlusal factors in crown and bridge procedures. Ed. Dental Center for Postgraduate Courses, Holanda. 190-4.
 76. Perel, ML. (1981) Crown and bridge and parcial coverage castings. *R. . Dent. J.* 14-9.
 77. Phillips, RW. (1991) Dental ceramics. In:Phillips RW (ed). *Skinner's Science of Dental Materials*. Philadelphia: Saunders. 505-527.
 78. Rekow, ED; Speidel, TM y Erdman, AG. (1986) Computer-aided system to automate production of posterior dental restorations (Abstract). *J. Dent. Res.* 65:317-23.
 79. Richter, WA y Ueno, H. (1973) Relationship of crown margin placement to gingival inflammation. *J. Pros. Dent.* 30:156-161.
 80. Rosenstiel, S y Porter, S. (1989) Apparent fracture toughness of all ceramic crown systems. *Prosth. Dent.* 62:529-32.
 81. Schäffer, H y Zobler, C. (1992) Restauración completa con incrustaciones de porcelana unidas con resina. *Quintessence (ed esp) ; V; 1:22-28.*
 82. Scherrer, SS; de Rijk, WG. (1993) The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int. J. Prosthodont.* 6:462-467.
 83. Sheri, S et al. (1996) Influence of lamination on the flexural strenght of a dental castable glass ceramic. *J. Prosth. Dent.;* 76:23-8.
 84. Shillingburg, HT; Hobo, S y Fisher, DW. (1973) Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *J. Pros. Dent.* 29:276-284.
 85. Shillingburg, H; Hobbo, S' Whitsett, L. (1978) *Fundamentos de la prostodoncia fija*. Quintessence Books. 85-89.
 86. Simon, BL et al. (1976) The destructive potential of electrosurgery on the periodontium. *J. Periodontol.* 47:342-50.
 87. Silness, J. (1970) Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. III. The relationship between the location of the crown margin and the periodontal condition. *J. Periodont. Res.* 5:225-229.
 88. Stenberg, R y Matsson, L. (1993) Clinical evaluation of glass ceramics inlays (Dicor). *Acta Odontol Scand.* 51:91-97.
 89. Stookey, SD. (1959) Catalyzed crystalization of glass in theory and practice. *Glastechn. Ber.* 32 K 1-8.
 90. Tanner, H. (1957) Ideal and modified inlay and veneer crown preparations. III. *Dent. J.* 240-5.
 91. Tayer, KE. (1984) *Fixed prosthodontics*. Chicago, Year Book Medical Publ. Inc. pp. 333-334.
 92. Thompson, J and Anusavice, K. (1994) Effect of surface etching on the flexure

- strenght and fracture toughness of dicor disk containing controlled flaws. *J. Dent Res.* 73; (2):505-510.
93. Traute Lorat, ZTM. (1993) La historia de la prótesis dental: una visión general. *Quintessence Técnica* (ed. esp.). 4; 9:584-90.
 94. Tripodakis, APD et al. (1995) Strenght and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *Int. J. Prosthodont.* 8:265-272.
 95. Tronstad, L y Leidal, TI. (1974) Scanning electron microscopy of cavity margins finished with chisels or rotating instruments at low speed. *J. Dent. Res.* 1167-1174.
 96. Vega del Barrio, J. (1996) *Materiales en odontología*. Ediciones Avances (Madrid). 361-369.
 97. Waerhaug, J. (1960) Histologic considerations which govern where the margins of restorations should be located in relation to the gingiva. *Dent. Clin. N. Amer.* 4:161-176.
 98. Wohlwend, A; Schärker, P y Strub, J. (1992) Restauración ceramometálicas y totalmente cerámicas (I y II). *Quintessence* (ed. esp); V; 3:143-15 y 4:211-220.
 99. Zhao Y; He, D. (1994) Measurements of biting force normal teeth at different ages. *Hua Hsiko Ta Hsuen Hsuen Pao*; 25; 4:414-7.