

**UNIVERSIDAD DE GRANADA
FACULTAD DE MEDICINA**

**"ESTUDIO DE NUEVOS MATERIALES PARA LA
CEMENTACION DE LA C. JACKET Y SU POSIBLE
INFLUENCIA EN SU RESISTENCIA A LA FRACTURA"**

**TESIS DOCTORAL
JOSE ANTONIO BENITEZ HITA
GRANADA 1991**

UNIVERSIDAD DE GRANADA

ACTA DEL GRADO DE DOCTOR EN Medicina

Curso de 19 91 a 19 92

Folio 122^{de}

Número 245

Reunido en el día de la fecha el Tribunal nombrado para el Grado de Doctor de D. Jose Antonio Buitoz Hita, el aspirante leyó un discurso sobre el siguiente tema, que libremente habja elegido: "Estudio de nuevos materiales para la circulación de las coronas jacket y su posible influencia en su resistencia a la fractura."

Terminada la lectura y contestadas la objeciones formuladas por los Jueces del Tribunal, este le calificó de Apto 'Cum Laude' por unanimidad.

Granada 18 de Octubre de 1991

EL PRESIDENTE,

EL SECRETARIO del Tribunal,

Fdo.: Jose Manuel Clavero

Fdo.: Manuel Tolosa Perez

EL VOCAL,

EL VOCAL,

EL VOCAL,

Fdo.: V. LOPEZ DE LOSA

Fdo.: Rafael Ballester Herrera

Fdo.: Maximino Flores Jarama

UNIVERSIDAD DE GRANADA
FACULTAD DE MEDICINA
Còmpulsado y conforme
con el original.
Granada 21 de 10 19 91
EL FUNCIONARIO

FIRMA DEL GRADUANDO,





UNIVERSIDAD DE GRANADA

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**ALEJANDRO CEBALLOS SALOBREÑA, CATEDRATICO DE MEDICINA BUCAL
DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGIA DE LA UNIVERSIDAD DE GRANADA,**

CERTIFICA QUE: Los trabajos efectuados en la elaboración de la memoria de investigación titulada: **"ESTUDIO DE NUEVOS MATERIALES PARA LA CEMENTACION DE LAS CORONAS JACKET Y SU POSIBLE INFLUENCIA EN SU RESISTENCIA A LA FRACTURA"**, presentada por D. José Antonio Benitez Hita, han sido realizados bajo mi dirección y supervisión, reuniendo las condiciones Academicas necesarias para su presentación, para optar al Grado de Doctor.

Y para que así conste donde proceda, firmo la presente en Granada a 2 de Septiembre de 1991.



Alejandro Ceballos Salobreña
Fdo. Prof. Alejandro Ceballos Salobreña



UNIVERSIDAD DE GRANADA

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**MIGUEL URQUIA GARCIA, PROFESOR ASOCIADO DE MEDICINA BUCAL
DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGIA DE LA UNIVERSIDAD DE GRANADA,**

CERTIFICA QUE: Los trabajos efectuados en la elaboración de la memoria de investigación titulada: **"ESTUDIO DE NUEVOS MATERIALES PARA LA CEMENTACION DE LAS CORONAS JACKET Y SU POSIBLE INFLUENCIA EN SU RESISTENCIA A LA FRACTURA"**, presentada por D. José Antonio Benitez Hita, han sido realizados bajo mi codirección, reuniendo las condiciones Academicas necesarias para su presentación, para optar al Grado de Doctor.

Y para que así conste donde proceda, firmo la presente en Granada a 2 de Septiembre de 1991.



Fdo. Prof. Miguel Urquía García

AGRADECIMIENTOS:

Al Profesor D. Alejandro Ceballos Salobreña, catedrático de Medicina Bucal de la Facultad de Odontología, Director de esta Tesis Doctoral, por su inapreciable ayuda y permanente estímulo y consejo.

Al Profesor D. Miguel Urquía García, codirector de esta Tesis Doctoral, por su desinteresada e incansable ayuda.

Al Profesor D. José Matáix, mi amigo, por su constante apoyo y orientación para el tratamiento estadístico de los resultados.

Quiero agradecer muy especialmente a D^a María América García Aragón, mi mujer, su intensa colaboración en la confección final de la misma. En todo momento, con su cariño y comprensión, me infundió el estímulo necesario para concluirlo.

A mis compañeros de la Facultad de Odontología que me han ayudado en la confección de la misma.

A todos mi mas profundo agradecimiento.

INDICE

	PAG.
INTRODUCCION _____	6
OBJETIVOS DEL TRABAJO _____	68
MATERIAL Y METODOS _____	70
RESULTADOS _____	83
DISCUSION _____	140
CONCLUSIONES _____	156

(Bibliografía a pie de página)

INTRODUCCION

Cuando dimos comienzo a nuestros estudios de especialidad en Estomatología así como, posteriormente, con el ejercicio de la misma, nos surgió una duda que, creemos, compartimos con otros profesionales de la Odontoestomatología.

Nuestra duda estribaba en cómo mejorar la estética dental sin que, por ello, tengamos que sacrificar la calidad y duración de nuestros trabajos.

Con el paso del tiempo fueron apareciendo nuevos materiales que hicieron posible un planteamiento nuevo con vistas a un trabajo de investigación en el que pudiéramos abordar la utilización de dichos materiales, de forma que combinándolos con otros materiales de frecuente uso en la práctica diaria, se lograra un mejor rendimiento de los mismos.

Nos planteamos como principio de la cuestión cómo podríamos conseguir mejores efectos estéticos y funcionales sirviéndose de la corona Jacket (C.J.), entendiendo por corona Jacket aquella realizada enteramente en cerámica, pues la corona bien ejecutada se integra perfectamente en el conjunto de la arcada y parece nacer de la encía.

Esta es la razón que nos movió a elegir, como objetivo de nuestra Tesis Doctoral, el estudio de las posibles técnicas para el mejor aprovechamiento de la corona Jacket.

Comenzaremos la exposición de nuestro estudio haciendo una somera historia de la porcelana y de la corona jacket de cerámica.

ANTECEDENTES HISTORICOS

Las porcelanas son compuestos a base de materias primas extraídas por explotación minera de la tierra, como los Feldespatos y el Cuarzo. Estos materiales se pulverizan, se mezclan y se someten al calor.

En realidad la cerámica, probablemente el primer material que haya sido elaborado artificialmente por el hombre, y la porcelana, fueron, sin duda, de los primeros materiales sometidos a investigación en el laboratorio por los científicos.

Es en China donde aparece sobre el año 100 a.de C., pero fue en el año 1000 d.de C. cuando King-te-Tching realizó un material cerámico mucho más resistente que los anteriores, con el que se realizaron numerosos vasos cuyas paredes, muy finas, (2,3 mm) dejaban pasar la luz .

En Europa durante el siglo XVII se intentó imitar la porcelana china, pero fue imposible el conseguirlo. (MENZIES, C.J).¹ Pero fue en el siglo XVIII cuando se sentaron las bases para el desarrollo de un enfoque científico de la síntesis de los materiales. Mediante experimentos de laboratorio en Meissen, Alemania, en 1708 se ideó un método para fundir la arcilla, sin embargo esta porcelana llamada "blanca" era más parecida a las losetas de porcelana del norte de China que a las tazas transparentes del sur de China, por lo que los investigadores de Meissen no lograron aclarar por completo el misterio de la porcelana china translúcida. (SAVAJE,G.).²

Aunque sea penoso el tener que reconocerlo, para

¹ MENZIES, C.J.: Nicholas dubois de chemant. DENT. PRACT.10.133. 1960.

² SAVAJE, G.: Porcelain through the ages. Ed. Aglesburg and Slaugh, Harell, Watson, and Viney. 1965.

dilucidar el secreto de la porcelana china se tuvo que recurrir al espionaje industrial: Un padre jesuita, apellidado d'Entrecolles, logró ganarse la confianza de los alfareros chinos y de esta forma le confiaron el secreto que tanto tiempo habían codiciado los fabricantes europeos. Unos sesenta años después, la porcelana fue empleada por primera vez como material dental de restauración. (JONES, D.W.).³

La primera porcelana china llamada "porcelana dura", es considerada por muchos como la porcelana "verdadera" y es un producto de pasta dura sumamente translúcido. (SAVAJE, G.) La variedad "verde" de la porcelana dura tradicional contiene un 50% de caolinita, un 25% de feldespatos y un 25% de cuarzo. Las primeras porcelanas utilizadas a finales de siglo XVIII se basaban originariamente en la composición triaxial de la porcelana que entra dentro de las zonas mulita (silicato de aluminio ortorrómbico) del diagrama de fase $K_2O-Al_2O_3-SiO_2$.

Las exigencias bastante estrictas, tanto estéticas de las propias restauraciones dentales como de manipulación del producto exigidos durante años para la fabricación de la porcelana, fueron las que dictaban en gran parte su composición y elaboración. Los materiales para la porcelana dental han evolucionado desde la fórmula triaxial tradicional; las composiciones de la "loza blanca tipo parian" (porcelana que imita al mármol de Paros, Grecia), han sufrido grandes variaciones en el transcurso de los años, pasando de materiales que contenían más del 90% de feldespatos y de 3 a 5% de caolín, a cuerpos que contenían menos de 75% de feldespatos y una gran variedad de fritas y otros fundentes.

En esta evolución se llega a la actualidad, en que la

³ JONES, D.W.: Desarrollo de la cerámica dental. Clínicas odontológicas de Norteamérica, Vol. IV. pag. 648. 1985.

mayoría de las porcelanas presentan una composición a base de vidrio de borosilicato feldespático y su translucidez se mejora, ya sea disminuyendo el contenido de caolín o bien eliminándolo completamente de la composición que se aleja de la zona mulita acercándose a la zona leucita (silicato de aluminio y potasio).

Hacemos un recuerdo esquemático de los últimos años:

1671: John Dwight obtiene la patente número 164 en Inglaterra, para fabricación de porcelana traslúcida.

1717: D'Entrecolles consigue el secreto de la porcelana china.

1728: Fauchard sugiere por vez primera la posibilidad de usar porcelana en Odontología.

1774: Duchateau fabrica la primera dentadura de porcelana.

1791: De Chemant obtiene patentes inglesa y francesa para porcelana dental.

1800: Wedgwood suministra porcelana para trabajos de dentadura.

1806: Fonzi funde porcelana sobre metal para producir dientes terrometálicos.

1816: De Chemant sugiere el uso de porcelana para la elaboración de puentes.

1830: Stockton produce los primeros dientes de porcelana en Estados Unidos.

Wildman produce porcelanas de mayor translucidez y colores.

1845: White produce los primeros dientes artificiales de porcelana para dentaduras.

1864: Se generaliza el uso de coronas (postes) de porcelana.

1880: Tess perfecciona el diseño del horno para porcelana.

1884: Aparece la primera porcelana para dientes individuales.

- 1886: Se elaboran incrustaciones y coronas fundas de porcelana.
- 1900: Introducción de Porcelana de fusión a temperatura media.
- 1900 a 1915: Utilización del primer horno eléctrico para cocido de porcelana.
- 1910: Se publican por primera vez las propiedades mecánicas de la porcelana dental.
- 1918: Primer análisis químico de la porcelana dental.
- 1923: Primer vaciado de la porcelana dental (vidrio).
- 1940: Cocido al vacío de la porcelana dental.
- 1942: Se obtiene patente para uso de compuestos de uranio en la producción de porcelanas fluorescentes (Dietz, c.U.S.Pat.No.2301)
- 1956: Elaboración de porcelana fundida sobre sistemas de oro.
- 1957: Se confirma que la resistencia de las porcelanas e alta y baja fusión es similar.
- 1960: Elaboración de materiales de polisulfuro para toma de impresiones.
- 1962: Elaboración de aleaciones de oro para mejores sistemas de porcelana fundida a dental.
- 1963: Fabricación de pieza de mano para turbina de aire.
- 1965: Elaboración de porcelana aluminosa por McLean y Hughes.
- 1967: Promulgación de reglamentos del gobierno alemán limitando el uso del Uranio en la porcelana dental de 0.1% por peso.
- 1968: MacCulloch utiliza por primera vez cerámica de vidrio en Odontología.
- 1969: Preocupación expresada en publicaciones acerca del contenido de uranio de algunas porcelanas.
- 1970: Elaboración de porcelanas fundidas sobre sistemas de metal.
- 1972: Primeras mediciones de precisión del módulo de elasticidad de la porcelana dental.
- 1974: Introducción de aleaciones de paladio y plata para

porcelana fundida sobre metal.

1980: El precio del Oro sube a 850 dólares por onza.

1981: Elaboración de almas aluminosas de moldeo directo "sin contracción" para coronas. Renace el interés y la fabricación de sistemas de vidrio vaciables.

1983: O'Brien elabora el material para alma de elevado coeficiente de expansión.

1984: First International Standard publicado para polvos de cerámica dental ISO 6872-1984 (E) "Dental Ceramic".

Introducción del primer sistema comercial vidrio-cerámica para Odontología fabricado por Corning Glass Company.

APLICACIONES DE LA PORCELANA EN LA PRACTICA DENTAL

Los antecedentes históricos de la corona jacket se remontan a los primeros intentos de sustitución de una pieza dentaria, perdida o deteriorada, por otra, las mayoría de las veces buscando un factor estético, funcional, ornamental o religioso. Hacia el año 2.500 a.de C. en Egipto, en los altos del Gizah, se encontró una férula de alambre de oro que soportaba a un segundo y un tercer molar inferiores izquierdo.

Existen hallazgos arqueológicos como los de un cráneo Maya del siglo IX d.de C., actualmente en el Museo Nacional de Antropología, Mexico DF., que presenta incrustaciones de jade y turquesa en los dientes del grupo antero-superior. (RING, MALVIN, E.).⁴

Realmente existen numerosas descripciones de trabajos realizados desde muy remotos tiempos, pero nosotros nos vamos a interesar más por la cerámica. Así desde el principio de los tiempos se busca un material para la sustitución de dientes caídos, que se hacía bien con productos animales, como el marfil o el hueso, o bien extrayendo las piezas de personas. Los primeros, generalmente, eran insatisfactorios pues producían olores y se decoloraban. En cuanto a los dientes humanos estos eran escasos y caros.

En el siglo XVIII John Hunter ⁵ argumentó sobre las ventajas de transplantar los dientes de personas directamente a otras personas en su maxilar. Tan entusiasta era de este proceder que implantó un diente humano joven,

⁴ RING, MALVIN E.: Historia de la odontología . Ediciones Doyma . Barcelona .1989.

⁵ HUNTER, J.: The natural history of the human teeth. 2d. ed. London. J. Johnson. 1778.

cuya raíz no se había desarrollado completamente aún, en la cresta de un gallo vivo. Así vió crecer con fuerza, dentro del canal pulpar del diente, el flujo de vasos sanguíneos y que el propio diente se enraizaba con fuerza en la cresta. Este experimento convenció a Hunter de la posibilidad práctica de transplantar dientes humanos (Hunterian Museum, Royal College of Surgeons of England, Londres).

Con el tiempo, estos trasplantes, aunque persistieron a lo largo del siglo XIX, cayeron en desuso, debido, sobre todo, al riesgo de contraer enfermedades y su posible contagio, especialmente la sífilis, y también a los satíricos del momento que ridicularizaron esta práctica, especialmente Rowlandson. En consecuencia, se generalizó el empleo de dientes realizados en minerales, especialmente en porcelana. (RING, MALVIN E.)⁶

Un farmacéutico parisino, Alexis Duchateau, intentó hacerse una prótesis dentaria en la fábrica de porcelanas Guerhard. Como no era dentista y no tenía costumbre de tomar impresiones se asoció con un dentista de París, Nicolás Dubois de Chemant, viéndose así sus esfuerzos recompensados. (MENZIES, C.J.)⁷

(LeGro) ⁸, en un artículo publicado en 1921, considera que el arte de la porcelana no había progresado desde 1906. Esta apatía general hacia la porcelana, según él, podría desaparecer si fuera posible explicar y enseñar al público las posibilidades de este material en

⁶ RING, MALVIN E.: Historia de la Odontología . Ediciones Doyma. Barcelona. 1989.

⁷ MANZIES, C.J.: Nicholas Dubois de Chemant. Dent. Pract. 10: 133.1960.

⁸ LE GRO, A.L.: The present state of porcelain in dentistry. J. Am. Dent. Assoc. 8:994.1921.

Odontología. En su trabajo, LeGro se plantea los siguientes interrogantes: ¿Por qué desde que la Odontología es una profesión el uso de la porcelana es de tipo cíclico? ¿Por qué durante años estuvo en auge la porcelana dental para luego quedar relegada, durante casi dos décadas, al ámbito de algunos defensores leales y sagaces?. ¿Por qué la mayoría de los dentistas abandonó prácticamente la porcelana, sin preocuparse de hacer previamente un análisis crítico de dicho abandono? Admiran, pero son incapaces de sacar provecho de sus valiosas posibilidades. LeGro trató de analizar las causas de la caída en desgracia de la porcelana. El hecho de no reconocer sus limitaciones era sin duda un factor poderoso que inclinó a sus primeros defensores a interrumpir su uso en Incrustaciones y Coronas-fundas. Los dentistas habían sobrestimado la resistencia de este material. En efecto, la porcelana dental, así como el vidrio y otros materiales derivados de este último, sólo pueden reducir tensiones muy pequeñas ($=0.1\%$) antes de la falla.

En 1913, (SAGE) ⁹, sugirió que era posible proteger el borde incisal (de mordida) de una incrustación reforzándolo con oro, un material resistente que puede someterse a bastante más tensión antes de que ocurra la falla. Según LeGro, "no es ninguna sorpresa que la porcelana haya caído en desgracia a manos de dentistas incompetentes", y el mismo autor afirma (1920) que la porcelana estaba, por fin, otra vez de moda.

Aunque no hubo progresos importantes en la búsqueda del matiz y del color de la porcelana fundida, el uso de fritas coloreadas en lugar de pinturas chinas, aceites italianos, etc., fué considerado como uno de los pasos definitivos en la mejoría de los materiales de esa época.

⁹ SAGE, F.W.:Dental Summary. Dent Cosmos. 55:340.1913

LeGro señala que en 1920 se consiguió un avance importante en los trabajos de corona-funda gracias al maestro y al fabricante; materiales nuevos fueron elaborados y estudiados más a fondo. En un simposio celebrado en 1933 sobre la "restauración de dientes anteriores" (MAROTO, J.), se habló de que la porcelana fundida, excepto en el caso de las coronas-fundas, habían caído otra vez. Sin embargo, también se dijo que la elaboración reciente de cementos semitransparentes (silicofosfatos) habían mejorado muchísimo en el aspecto estético las restauraciones de porcelana fundida.

Además, el uso de la porcelana para incrustaciones había renacido a mediados de 1930 debido a una nueva técnica para cocer la porcelana en una matriz refractaria; diferentes materiales refractarios fueron elaborados para esta técnica.

CLASES DE PORCELANA DENTAL

La porcelana se clasifica generalmente en tres tipos: de temperatura de maduración alta, media y baja (O'BRIEN, W.J.)¹⁰ ¹¹ (LEWIS, A.F.)¹². Las dos primeras categorías tienen casi la misma composición y estructura pero son considerablemente diferentes de las porcelanas de baja maduración.

Las porcelanas de alta temperatura de maduración se usan primordialmente para la confección de dientes en prótesis, y las porcelanas de temperatura de maduración

¹⁰ O'BRIEN, W.J. and RIGE, G.: Relation between molecular-force calculations and observed strengths of enamel-metal interfaces. J. Am. Ceramic Soc. 47.5-8.1964.

¹¹ O'BRIEN, W.J.: Dental porcelain. Univ. of Michigan press. Ann Arbor. pp.123-35.1977.

¹² LEWIS, A.F. And NATARAJAN, R.T.: Adhesion Science and Technology. Plenum Press. New York. 1975.

media para p \acute{o} nticos. Aunque los dientes artificiales se construyen colocando numerosas capas de diferentes matices de porcelana, cada capa es qu \acute{i} mica y microestructuralmente similar.

Las porcelanas se clasifican de acuerdo con su temperatura de fusión:

Alta fusión -- 1288 a 1371

Media fusión -- 1093 a 1260

Baja fusión -- 871 a 1076

(FITZGERALD, P.A.)¹³

A temperatura por encima de 1090 grados las reacciones qu \acute{i} micas m \acute{u} ltiples entre los \acute{o} xidos dan como resultado la formaci \acute{o} n de un \acute{o} xido fundido l \acute{i} quido que aglutina las part \acute{i} culas que reaccionan y que no reaccionan, uni \acute{e} ndolas. El enfriamiento de este compuesto s \acute{o} lido y l \acute{i} quido dar \acute{a} como resultado una pieza s \acute{o} lida de verdadera porcelana.

El examen microsc \acute{o} pico revela una estructura f \acute{i} sica de un compuesto formado por part \acute{i} culas cristalinas peque \acute{n} as dentro de una matriz de estructura m \acute{a} s amorfa. Esta estructura es f \acute{i} sica y qu \acute{i} mica, y estable a bajas temperaturas, pero las reacciones empezaran de nuevo si la pieza de porcelana vuelve a someterse a alta temperatura.

Las porcelanas de temperatura media difieren de las porcelanas de temperatura alta s \acute{o} lo porque contienen una mayor proporci \acute{o} n de \acute{o} xidos reactivos. Estos requieren menos calor para fundir las part \acute{i} culas y unir las entre s \acute{i} , por lo tanto pueden autoglasearse m \acute{a} s f \acute{a} cilmente a una temperatura menor que las porcelanas de alta temperatura de maduraci \acute{o} n.

¹³ FITZGERALD, P.P.: Physical properties of dental porcelains. Northwestern Univ. Bull. 37, 5. 1939.

Como las reacciones químicas se ven afectadas por los cambios cíclicos de temperatura, estas porcelanas son inestables cuando hay episodios repetidos de calentamiento y enfriamiento. Por esta razón, se usan sólo para situaciones en las que una vez fabricadas únicamente necesitan montarse en bases de metal o plástico.

Las porcelanas de baja temperatura de maduración se utilizan para la técnica de metal-cerámica que es diferente en manipulación y aplicación. En este proceso el polvo de porcelana se funde uniéndose directamente a una subestructura metálica. La técnica comprende el ciclaje de la restauración por medio de cocciones repetidas hasta que se ha establecido la forma deseada del diente, para lo cual la porcelana debe ser estable química y físicamente durante todo el proceso.

Estas porcelanas deben reunir los siguientes requisitos para su adhesión al metal: Tener un alto coeficiente de expansión térmica en comparación con otras porcelanas para equipararse al de la aleación del metal utilizado, y fundirse a temperaturas menores que las de fusión del metal.

Las porcelanas de baja temperatura de maduración son producidas mezclando primero materias primas semejantes a las usadas en porcelanas de altas temperatura de cocción, pero con una proporción relativamente más alta de óxidos de sodio y potasio. Estos óxidos reaccionan fácilmente a altas temperaturas de maduración con óxidos de sílice y de aluminio para producir un cristal líquido. Al contrario de lo que ocurre con la porcelana de alta fusión, los componentes se disuelven casi por completo mediante reacciones químicas, de modo que el material, al enfriarse, muestra una microestructura casi homogénea de vidrio amorfo.

Este vidrio puede entonces reducirse a polvo, volver a mezclarse y volver a someterse al fuego sin otro cambio físico o químico.

Análisis químico de porcelanas dentales

	Biodent compuesto	Ceramco opaco	V.M.K. opaco	Biodent opaco	Ceramco dentina	V.M.K. dentina	V.M.K. dentina
SiO ₂	52%	55%	52.4%	56.9%	62.2%	56.8%	
Al ₂ O ₃	13.5%	11.6%	15.2%	11.8%	13.4%	16.3%	
CaO	--	--	--	0.61%	0.98%	2.01%	
K ₂ O	11.0%	9.60%	9.90%	10.0%	11.3%	10.2%	
Na ₂ O	5.28%	4.75%	6.58%	5.42%	5.37%	8.63%	
TiO ₂	3.01%	--	2.59%	0.61%	--	0.27%	
ZrO ₂	3.22%	0.16%	5.16%	1.46%	0.34%	1.22%	
SnO ₂	6.40%	15.0%	4.90%	--	0.50%	--	
Rb ₂ O	0.09%	0.04%	0.08%	0.10%	0.06%	0.10%	
BaO	1.09%	--	--	3.52%	--	--	
ZnO	--	0.26%	--	--	--	--	
UO ₃	--	--	--	--	--	0.67%	
B ₂ O ₃ , Co ₂ ,							
H ₂ O	4.31%	3.54%	3.24%	9.58%	5.85%	3.75%	

(O'BRIEN, W.J., RYGE, G.)¹⁴

¹⁴ O'BRIEN, W.J. RYGE, G.: Materiales dentales y su selección, Panamericana. p.141.1980.

PORCELANAS DE ALTA O DE BAJA FUSION

FITZGERALD ¹⁵, cuando trabajaba en la Northwestern Dental School, realizó en 1938 una serie de pruebas mecánicas y físicas con varios tipos de porcelana dental. Los resultados obtenidos muestran que no había diferencias importantes entre las porcelanas de fusión a temperatura alta, media y baja. Para elaborar restauraciones de gran translucidez la porcelana dental debe contener una alta proporción de la fase vítrea.

En 1959, HODSON ¹⁶ informa de una porcelana que contenía 50% de vidrio y de otras composiciones cuyo elemento principal era el vidrio. La mayor parte de las porcelanas dentales tradicionales se asemejaba más, en cuanto a estructura, al vidrio que la verdadera cerámica o porcelana.

Las porcelanas tradicionales empleadas en Odontología, entre 1939 y 1940, eran clasificadas según la temperatura de fusión:

* Alta Fusión	-----	1.200/1.450 grados C
* Media Fusión	-----	1.050/1.200 grados C
* Baja Fusión	-----	850/1050 grados C

Las porcelanas modernas a baja y media temperaturas son ejemplos de fritas de dos fases con parte continua lisa, uniendo fritas no derretidas y las partículas sobresalientes; estas porcelanas fundidas a baja y media temperatura contienen la fase cristalina del cuarzo.

¹⁵ FITZGERALD, P.A.: Physical properties of dental porcelains. Northwestern Univ. Bull. 37,5. 1939.

¹⁶ HODSON, J.T.: Phase compositions of crow and inlay porcelains. J.Dent.Res. 38,483.1959.

La textura de las porcelanas fundidas a temperaturas más altas, utilizadas para la fabricación de dientes artificiales, tiende a ser mucho más heterogénea que la de las fritas de vidrio elaboradas para las coronas de porcelana.

La fabricación de la porcelana dental es una industria altamente especializada. Como era de esperar, los detalles exactos de fabricación de los polvos de porcelana están muy bien guardados. La composición y las técnicas de fabricación han evolucionado a lo largo de los años, generalmente mediante procesos largos de aproximaciones y pruebas sucesivas. Al hacer un estudio extenso de las industrias mineras del feldespató en Estados Unidos a principios de 1900, WATTS ¹⁷ quedó impresionado de que en cada distrito visitado, las primeras operaciones habían sido emprendidas por partidarios en la investigación del feldespató para porcelanas dentales. WATTS concluyó que, para fines dentales, se necesitaba feldespató de muy buena calidad y que únicamente se usaran los que contenían potasa de calidad elevada.

A fines de 1940 y principios de 1950, las porcelanas fundidas a temperaturas baja y media empezaron a tener fama y son las que forman las porcelanas dentales modernas. En éstas, el uso de polvos homogeneizados ha proporcionado ciclos cortos de temperatura baja con formación de masa aglomerada no porosa.

Según SOUTHAN ¹⁸, el uso de este tipo de cocción dependía en gran parte de la inestabilidad de los pigmentos cuando eran empleados a más altas temperaturas. Durante mucho tiempo la resistencia de las porcelanas de alta y

¹⁷ WATTS, A.S.: Trans Am. Ceram. Soc. 17, 28. 1916.

¹⁸ SOUTHAN, D.E.: The development and characteristics of dental porcelain. Aust. Dent. j. 4, 304. 1958.

baja fusión fue tema de discusión. En 1957, PAFFENBERGER¹⁹, de la United States National Bureau of Standards, realizó un estudio e informó de que las resistencias a la compresión de las porcelanas fundidas a alta y baja temperaturas siguen aparentemente iguales; ello confirma las primeras afirmaciones de FITZGERALD²⁰; sin embargo, investigaciones posteriores de WILSON y WHITEHEAD²¹ indicaron que las porcelanas fundidas a bajas temperaturas eran más resistentes que las de tipo de fusión a temperaturas más altas.

Desde 1980 la Odontología vuelve a ocuparse de las fritas para porcelana de fusión baja.

PORCELANAS ALUMINOSAS

La alúmina en polvo puede añadirse a la porcelana para conseguir un aumento significativo de la resistencia. El mecanismo de refuerzo consiste en que la alúmina actúe frenando las grietas y evitando, con ello, la propagación de las mismas a través del cuerpo de la porcelana. Esta mejora de propiedades se consigue, no sólo como resultado de las buenas propiedades mecánicas de la alúmina, sino también por la compatibilidad de ésta con la porcelana. (MCCABE, J.F.).²²

Ambos materiales tienen un coeficiente de expansión

¹⁹ PAFFENBARGER, G. and SACHI, H.: A simple Technique for making dental porcelain jacket crowns. J. Am. Dent. Assoc. 54, 366. 1957.

²⁰ FITZGERALD, P. A.: Physical properties of dental porcelains. Northwestern Uni. Bull. 37, 5. 1939.

²¹ WILSON, H. J. and WHITEHEAD, F. I. H.: Comparison of some physical properties of dental porcelains. Dent. Pract. 17, 350. 1967.

²² MCCABE, J. F.: Anderson, Materiales de aplicación dental, Salvat Editores s.a. p. 73-74. 1988.

térmica y un módulo de elasticidad similares, por lo que no existen tensiones internas entre ambos materiales .

El contenido de alúmina suele ser del 40% y se conoce como porcelana aluminosa. Esta tiene una resistencia mucho mayor, aproximadamente 10.000 psi (69 MN/m²). (CRAIG, R.G., O'BRIEN, W.J., POWERS, J.M.).²³

COCIDO AL VACIO DE LA PORCELANA DENTAL

El cocido al vacío de la porcelana dental data de finales de 1940. La adopción de la técnica de cocido a presión atmosférica reducida disminuyó considerablemente la inclusión de burbujas de aire y produjo una mejoría importante en la translucidez de las porcelanas dentales.

VINES y colaboradores ²⁴ realizaron experimentos con técnicas de cocido al vacío o, de preferencia de cocido con aire a baja presión, y produjeron muestras de porcelana de porosidad muy reducida. Asimismo, estos autores estudiaron los efectos provocados por la combinación de técnicas de cocido al vacío y enfriamiento por presión. En Alemania, a principios de 1913, HELBERGER ²⁵ construyó y utilizó el primer horno al vacío para fundir sílice a fin de eliminar o reducir la cantidad de aire atrapado. Sin embargo, pasaron más de treinta años para que la técnica fuera aplicada en Odontología. Para la elaboración de técnicas de cocido al vacío es necesario codificar la distribución del tamaño de las partículas para fritas.

²³ CRAIG, R.G. O'BRIEN, W.J. POWERS, J.M.: Materiales dentales. Ed. 3ª. Interamericana. p. 297. 1983.

²⁴ VINES, R.F. SEMMELMAN, J.O. LEE, P.W. et al.: Mechanisms involved in securing dense, vitrified ceramics from preshaped partly crystalline bodies. J. Am. Ceram. Soc. 4, 304. 1958.

²⁵ HELBERGER, H.: Process for fusing of quartz. German patent N° 310,134. Dec. 10. 1913.

Las fritas para porcelana cocida con técnica de presión de aire han sido más amplias en comparación con las partículas de los materiales para cocido al vacío. Las partículas son de forma irregular y, en la porcelana cocida con aire, son mayores.

JONES y WILSON ²⁶ estudiaron y evaluaron el efecto de la porosidad de la porcelana dental sobre la resistencia, y encontraron que no ocurría ningún aumento importante de la resistencia cuando la porcelana feldespática era cocida al vacío o con aire, aún cuando la porosidad es reducida por un factor de 10.

La fabricación y uso de porcelana entre 1940 y 1950 fue declinando considerablemente con la introducción de resinas acrílicas. El nuevo material orgánico restaurador fue utilizado para coronas, obturaciones anteriores, y como base de dentaduras. Sin embargo, al cabo de cierto tiempo, los profesionales se dieron cuenta de que estos materiales plásticos, para restauraciones dentales, coronas y puentes no era lo más adecuado. Las principales desventajas eran el coeficiente de expansión térmica, la contracción producida por la polimerización, la estabilidad del color, la resistencia a la abrasión y un módulo de elasticidad relativamente bajo.

MEJORAMIENTO DE LA RESISTENCIA

La porcelana dental posee muchas cualidades que la hacen apta para sustituir los dientes naturales. Sin embargo, la porcelana, como todos los materiales de vidrio y cerámica, tiene el defecto inherente de ser quebradiza.

²⁶ JONES, D.W. WILSON, H.J.: Porosity in dental ceramics . Br. Dent. J. 138, 16. 1975.

En vista de las composiciones amorfas y quebradizas de borosilicato feldespático utilizadas como porcelanas dentales a fines de la década de los 50, era necesario tratar de mejorar las propiedades mecánicas de las restauraciones en porcelana.

Un avance importante en el uso de la porcelana (1956) significó el fusionar porcelana con ciertas aleaciones de oro para formar coronas y puentes BRECKER, C.S.²⁷, DUNWORTH, F.D.²⁸. Anteriormente, para solucionar la cuestión de la adherencia entre metal y cerámica, se utilizaban aleaciones de indoplatino y paladio.

La fusión de porcelana con aleaciones de oro permitía combinar las características estéticas de la porcelana con las propiedades de ductilidad, resistencia y firmeza de la aleación de oro.

En gran parte de las primeras aleaciones y combinaciones de la aleación-porcelana se encontraron defectos; por ejemplo, era difícil hacer el vaciado de muchas aleaciones y el ajuste final era insuficiente.

Pero, a finales de 1950 y principios de 1960, hubo una mejora importante en las técnicas, métodos y materiales empleados para la porcelana fundida sobre metales; muchas de las cerámicas originales fundidas sobre aleaciones de oro fueron consideradas obsoletas porque era imprescindible hacer cambios y mejoras SMITH, B.B.²⁹.

²⁷ BRECKER, C.S.: Porcelain baked to gold: A new medium in prosthodontics. J. Prosthet. Dent., 6:801, 1956

²⁸ DUNWORTH, F.D.: Porcelain fused to gold. J. Prosthet. Dent., 8:635, 1958

²⁹ SMITH, B.B.: Considerations in the current use of porcelain fused to gold. Int. Dent. J., 280:18, 1968

Un sistema de porcelana mejorada para ser fundida sobre aleaciones de oro fue elaborado y comercializado por WEINSTEIN ³⁰ en 1962, que se identificó como porcelana de leucitas por O'BRIEN y RYGE ³¹. Se informó de que el 35% de todos los puentes y coronas construidos en Estados Unidos (1964) eran fabricados con porcelana fundida sobre metal MUMFORD, G. ³².

Diez años más tarde, el porcentaje era del 90%. En 1980, más del 40% de estas restauraciones sería de porcelana fundida sobre aleaciones de metales no preciosos (níquel-cromo), recuerdo lejano de los primeros intentos de fundir porcelanas dentales contra abrazaderas de platino como retención de los dientes de porcelana en 1806 y de la fusión de coronas de porcelana sobre poste de platino en 1880. Es sorprendente que tuvieran que transcurrir 150 años desde la primera fundición de porcelana sobre metal, realizada por FONZI, para que el concepto fuera aplicado a la fabricación comercial de coronas y puentes.

Las aleaciones de paladio-plata fueron introducidas en 1974 para ser empleadas como sistemas de porcelana con metal; seis años más tarde ese sistema había adquirido fama, cuando en 1980 el oro subió a más de 850\$ por onza.

El sistema de porcelana fundida sobre aleación de oro precedió durante varios años a la elaboración de porcelana compuesta de alúmina-vidrio. La fabricación de porcelana dental a fines de 1950 había alcanzado tal grado, que cualquier avance importante en las propiedades mecánicas

³⁰ WEINSTEIN, M., KATZ, S., and WEINSTEIN, A. B.: U.S. Patents 3,052,982 and 3,052,983 (1962)

³¹ O'BRIEN, W. J., and RYGE, G.: Relation between molecular force calculations and observed strengths of enamel-metal interfaces. J. Am. Ceram. Soc., 4:5, 1964

³² MUMFORD, G.: The porcelain fused to metal restoration. Dent. Clin. North Am., 9:241, 1965.

podría lograrse únicamente mediante cambios significativos en la composición y técnica. En 1956, McLEAN y HUGHES ³³ sugieren el uso de la alúmina como fase de reforzamiento en las fritas de porcelana para coronas. La alúmina se había utilizado en la industria BATCHLOR, R.W. ³⁴ como fase de refuerzo en una porcelana rica en arcilla y feldespato para la fabricación de aisladores eléctricos. Se considera que un sistema compuesto de vidrio-alúmina se comportará, en parte, como un modelo de tensión constante BINNS, D.B. ³⁵, DINSDALE, A. ³⁶, JONES, D.W. ³⁷. Las nuevas porcelanas dentales de alúmina, elaboradas por los autores arriba mencionados a fines de 1950, utilizaban una técnica con construcción de un centro o alma que contenía un porcentaje elevado de alúmina cristalina como fase de refuerzo. La alúmina estaba empotrada en una matriz vítrea de fusión baja.

En 1972, JONES ³⁸ y colaboradores encontraron que el módulo de elasticidad de los materiales de alma aluminosa era un 50% superior al de las porcelanas tradicionales.

Como en la práctica todos los materiales de cerámica dental tienden a fallar aproximadamente al mismo nivel de

³³ McLEAN, J.W., and HUGHES, H.: The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br. Dent. J.*, 119:251, 1966.

³⁴ BATCHLOR, R.W., and DINSDALE, A.: Some physical properties of porcelain bodies containing corundum. *Transaction of 7th International Ceramics Congress.*, London, 1961,

³⁵ BINNS, D.B.: The testing of alumina ceramics for engineering applications. *J. Br. Ceram. Soc.*, 2:294, 1965.

³⁶ DINSDALE, A., CAMM, J., and WILKINSON, W.T.: Mechanical Strength of Ceramic Tableware. *Trans. Ceram. Soc.*, 66:367, 1967.

³⁷ JONES, D.W.: Ceramics and glass as restorative materials. In Smith and Williams (eds.): *Biocompatibility of Dental Materials*. Vol. 4. Boca Raton, Florida, C.R.C. Press, 1982.

³⁸ JONES, D.W., JONES, P.A., and WILSON, H.J.: The modulus of elasticity of dental ceramics. *Dent. Pract.*, 22:170, 1972

"tensión crítica" (0.1%), cualquier aumento en la resistencia y firmeza sólo puede ser producido por un incremento importante en el módulo de elasticidad JONES, D.W.³⁹, 37.

Así pues, la elaboración de porcelanas aluminosas mejora considerablemente la resistencia de todas las coronas-fundas de porcelana.

En poco tiempo, la porcelana aluminosa sustituyó casi por completo a la porcelana tradicional. Sin embargo, este material era mucho más popular en Europa que en Estados Unidos.

El método de resistencia mediante la incorporación de un componente cristalino de refuerzos en una matriz de vidrio feldespático y de Borosilicato (1965) debe considerarse como el avance más importante en la elaboración de cerámica dental desde la época de Chemant. En 1976, McLean descubrió la técnica de reforzamiento al fundir porcelana sobre platino recubierto con óxido de estaño para producir sus coronas de porcelana unida a platino.

En 1983, O'Brien elabora un alma o centro de magnesio con coeficiente elevado de expansión térmica que tiene la resistencia de la porcelana aluminosa tradicional, pero un coeficiente de expansión térmica más elevado. Esta nueva cerámica es compatible con las mismas porcelanas utilizadas para coronas con metal y permite la construcción de coronas de cerámica reforzada sin el uso de porcelanas especiales de cuerpo e incisales. La resistencia de porcelanas con centro o alma de elevado coeficiente de expansión aumenta

³⁹ JONES, D.W.: The strength and strengthening mechanisms of dental ceramics. In McLean J.W. (ed.): Dental Ceramics. Proceedings of the First International Symposium on Ceramics. Chicago, Quintessence, 1983

al doble aplicando un glaseado especial, que penetra por los poros superficiales y que reduce la porosidad interna O'BRIEN, W.J.⁴⁰.

En los últimos dos siglos se produjo una mejora increíble en los estándares de las restauraciones de porcelana dental. De Chemant, Duchateau, Fauchard, Wedgwood y otros quedarán maravillados ante la calidad de las restauraciones de porcelana con su translucidez y color que hacen que las coronas más artificiales actuales no se distingan en nada de sus contrapartes humanas y, además, podrían decir que la cerámica de hoy en día "combina las cualidades de belleza, solidez y las exigencias de la higiene".

VACIADO DE LAS PORCELANAS DENTALES

El desarrollo reciente en las técnicas podría sugerir que el vaciado de la porcelana dental es un concepto nuevo. Sin embargo, la fabricación de restauraciones de porcelana en Odontología por medio del vaciado de porcelana derretida (vidrio) en un molde refractario fue iniciada a principios de 1920 y el método sirvió para hacer tanto incrustaciones como coronas. La técnica fue descrita por WAIN, D.⁴¹ en 1923, quien asimiló este sistema al de la CERA PERDIDA, método utilizado en Odontología para los vaciados en oro. Uno de los materiales, que se conocía en el mercado con el nombre de porcelana "vaciada", podía fundirse utilizando simplemente un soplete de gas; esta porcelana se presentaba en 23 colores diferentes, incluyendo el matiz rosa de la encía. Otro material empleado para el mismo propósito era el NEOELDENTOG que

⁴⁰ O'BRIEN, W.J.: High expansion feldspar porcelain and magnesia core materials. In O'Brien, W.J., and Craig, R.G. (eds.): Recent Developments in Dental Ceramics. Columbus, Ohio, American Ceramic Society, 1985.

⁴¹ WAIN, D.: Porcelain casting. Br. Dent. J., 44:1364, 1923.

contenía, entre otros ingredientes, caolín, un porcentaje elevado de feldespato y cuarzo. FENN, B. ⁴² describe un método para vaciar porcelana sobre metal y formar una corona con poste.

En 1968, MacCULLOCH, W.T. ⁴³ realiza experimentos con vidrio vaciable que puede ser tratado por calor para producir un efecto de cristalización o "ceramización". Se encontró que la ceramización podía aumentar la resistencia hasta un 100%.

MacCulloch fabricó en su laboratorio dientes para dentaduras, utilizando una técnica de moldeado combinada con el proceso de reforzamiento mediante ceramización. Este autor también llegó a la conclusión de que este tipo de cerámica podría emplearse para coronas e incrustaciones puesto que el vidrio derretido puede ser vaciado mediante centrifugación. Aunque la ventaja del vidrio derretido es que está totalmente oxidado, la gravedad específica relativamente baja, en comparación con la de los metales, hace que sea más difícil de vaciar mediante centrifugación.

En 1984, la Corning Glass Company y la Dentsply Company pusieron en venta un sistema de vidrio-cerámica para vaciar coronas. En este sistema, después de vaciar la corona de vidrio ésta es tratada con calor produciendo la cristalización y el consiguiente aumento de la resistencia. Para igualar el color se procede a la coloración de la superficie.

⁴² FENN, B.: Porcelain cast onto metal. Br.Dent.J., 53:100, 1932

⁴³ MacCULLOCH, W.T.: Advances in dental ceramics. Br.Dent.J., 125:361, 1966.

CERAMICA SIN NUCLEO

¿La cerámica sin metal y sin núcleo de aluminio es la cerámica del mañana? A esta cuestión pensamos que podemos responder que afirmativamente puesto que con la nueva cerámica OPTEC H.S.P., la Odontología estética ha dado un gran paso hacia delante.

La cerámica OPTEC H.S.P., que hemos ensayado parece conjugar varias cualidades: * ESTÉTICA

* BIOCOMPATIBILIDAD

* SOLIDEZ

* FACILIDAD DE EMPLEO

Es un material de tipo vitro-cerámico estructurado, que permite realizar sin metal, ni núcleo de aluminio, coronas, inlays, facetas y puentes.

Con OPTEC H.S.P. la Odontología estética se convierte, hoy en día, en verdadera restauradora.

Sin desmerecer otros materiales, diremos que, por encima de las ceramo-metálicas, la OPTEC H.S.P. presenta ventajas considerables:

* LONGEVIDAD

* ESTABILIDAD DE COLOR

* COMPATIBILIDAD TISULAR (TEJIDOS BLANDOS)

* POSIBILIDADES ESTETICAS DE LA PORCELANA QUE NO POSEE NUCLEO DE ALUMINIO, OPAQUER O ARMADURA METALICA.

La diferencia es apreciable cuando se compara una corona OPTEC, con una corona ceramo-metálica.

Por contra es muy difícil de percibir la diferencia entre una corona OPTEC y un diente natural.

Debido a que la cerámica OPTEC no contiene metal ni aluminio, permite que la restauración transmita y refleje la luz como un diente natural. Su fluorescencia, de un blanco azulado, gracias al uranio incorporado, permite perder su metamerismo (fenómeno existente en la cerámica convencional), asimismo tiene un excelente mimetismo en todas las condiciones de luz, incluso en presencia de ultravioletas.

OPTEC tiene una resistencia a la rotura, como podremos demostrar, sorprendente comparada a las otras porcelanas convencionales.

La resistencia es inherente a las masas de dentina e incisales; podemos pues, utilizar este material con toda confianza en los casos de coronas anteriores y posteriores, inlays, onlays y puentes de tres elementos anteriores.

Esta resistencia excepcional es reforzada por el proceso de cementado, que asegura una verdadera continuidad mecánica entre el diente natural y la porcelana.

BIOCOMPATIBILIDAD

La experiencia nos va demostrando que las restauraciones son muy bien toleradas por la pulpa y los tejidos parodontales. La neutralidad química de la

vitrocerámica anula todo riesgo de citotoxicidad y la débil conductividad térmica del material protege la salud pulpar.

Las restauraciones con OPTEC ofrecen una gran precisión: el sistema de cementado reduce las micro-infiltraciones y asegura una excelente adhesión marginal.

ESTÉTICA

La necesidad estética de esconder los límites cervicales en el surco, desaparecen y las preparaciones supragingivales no iatrogénicas y no agresivas para el parodonto, parecen efectivas.

La corona OPTEC une precisión y solidez.

La ausencia de infraestructura metálica y de Opaquer, permite una circulación natural de la luz.

Los efectos desagradables, sombras opacas, son suprimidas.

El material OPTEC H.S.P., permite reproducir integralmente la translucidez y luminosidad de los dientes naturales.

El proceso de laboratorio no es complicado; requiere un excelente conocimiento de la técnica, que es diferente a otras técnicas de cerámica convencional. No se necesita ningún material o instrumento especial para trabajar OPTEC.

RADIOTRANSparencia

OPTEC H.S.P. es radio-translúcido; de este modo es

posible controlar la evolución de las estructuras subyacentes.

CORONA JACKET

La corona jacket es la más estética de todas las restauraciones. Sin embargo, como esta totalmente hecha de porcelana quebradiza, es sumamente frágil. Está indicada en aquellos casos en que, siendo las fuerzas oclusales mínimas, los requerimientos estéticos sean máximos. (SHILLINBURG, H.T.)

Por todo ello, desde hace mucho tiempo, numerosos autores han descrito diferentes técnicas para realizar las reconstrucciones protéticas y sobre todo para que el resultado final se integre perfectamente en el conjunto de los dientes naturales, conformando una arcada dentaria lo más similar posible a la que nos ofrece la naturaleza.

Entre aquellos citaremos sólo a los más prestigiosos, los cuales han protagonizado y codificado las diferentes etapas en la realización y preparación de una corona jacket.

A saber: CONOD (8), TYLMAN (9), LE HUCHE (10), DUPONT (11) y LEIBOWITCH (12)

Según estos autores los objetivos por orden de prioridad son los siguientes:

- 1.- Respetar la integridad pulpar
- 2.- Asegurar una estética lo mas perfecta posible.
- 3.- Respetar el complejo parodontal.
- 4.- Crear zonas de apoyo para que la corona jacket soporte más y absorba mejor las fuerzas

oclusales.

5.- Obtener tras la preparación un soporte dental lo más largo, grueso y ancho que sea posible.

Según estos principios tendremos en cuenta determinadas consideraciones para evitar las posibles lesiones y unos cuidados en la preparación de las piezas, dado que el desconocimiento de su técnica, de sus principios físicos y biológicos podrían dar lugar a un fracaso en la realización de las Jacket.

Tendremos en cuenta, por tanto, las siguientes agresiones posibles:

AGRESIONES FISICAS

TRAUMATISMO PULPAR DIRECTO
DE LA PREPARACION

PROFILAXIS

- * RADIOGRAFIA PREVIA
 - * CONOCER EL VOLUMEN FINAL
 - * EVITAR INEXACTITUDES
- Dejar alrededor de 1.5 mm.
entre la preparación y la
cavidad pulpar.
- * REALIZAR LA PREPARACION EN
DOS ETAPAS: Esto favorece
la reparación pulpar.
 - * UTILIZAR INSTRUMENTOS DE
BUENA CALIDAD: Nuevos.
 - * FRESAS DE DIAMANTE
 - * TIEMPO DE APLICACION (< 2
sg.)
Y BAJO NIVEL DE PRESION

- * EVITAR INSTRUMENTOS DE TRAUMATISMO POR ABRASION DIAMETRO (> 1.4 mm.), con el fin de anular vibraciones

TISULAR

- * UTILIZAR ALTA VELOCIDAD CON ENFRIAMIENTO
- * UTILIZAR SPRAY (refrescamiento) Y LIMPIEZA DE INSTRUMENTOS
- * AUMENTO DE TEMPERATURA DEL MATERIAL

TRAUMATISMO POR TOMA DE IMPRESIONES

- * UTILIZAR PREFERENTEMENTE LOS ELASTOMEROS DE SINTESIS

AGRESIONES QUIMICAS

- * EPOXI
- * CEMENTOS NO
- * RESINAS AUTOPOLIMERIZABLES
- * ACRILICOS

MATERIALES PARA SELLADO

- * CEMENTO CON ACIDO
- * CEMENTOS ORTOETOXIBENZOICO
- * POLICARBOXILATOS

REGLA GENERAL

Preparación en dos sesiones
más una protección transitoria
con cemento de sellado Favorecen la
cicatrización provisional a base de del
complejo dento-pulpar Oxido de Zinc y Eugenol

TÉCNICA DE PREPARACION

Desde un punto de vista puramente didáctico, presentamos la técnica de preparación de una corona Jacket en dos etapas; es necesario saber que las dos secuencias pueden encadenarse sin que haya interrupción alguna.

La preparación puede, sin embargo, ser realizada en uno o dos tiempos siguiendo los gustos del operador que deberá tener en cuenta para su elección las ventajas e inconvenientes de cada uno de los métodos, a saber:

VENTAJAS

PREPARACION EN UN TIEMPO

- * Rapidez

- * Una sola aplicación de anestesia

- * Una sola realización de prótesis provisional

PREPARACION EN DOS TIEMPOS

- * Técnica poco agresiva para el complejo dento pulpar

- * Posible cicatrización acelerada de los complejos dento-pulpar y parodontal

- * El paciente no tiene que sufrir una larga y fastidiosa sesión clínica

Los inconvenientes de ambos métodos emanan de sus ventajas respectivas.

Cualquiera que sea la opción, la técnica elegida se sustenta en el principio de la penetración y la abrasión controladas, primero porque las formas del contorno de una preparación destinada a recibir una corona Jacket deben satisfacer las exigencias de cuatro grandes principios:

- * Economía de sustancia dentaria compatible con una estética esmerada.

- * Retención y estabilización de la reconstrucción protésica.

* Precisión de los límites de la preparación.

* Respeto a los tejidos de sostén del diente soporte.

Por tanto y, para responder a estos imperativos, por lo que nosotros optamos por la técnica de "preparación en un tiempo" arriba mencionada.

Este tipo de procedimiento tiene por objeto delimitar los siguientes puntos:

- a. Tipo y nivel del límite de la preparación
- b. La profundidad del corte en el diente soporte en función del caso clínico considerado.

La forma y el calibre de los instrumentos elegidos están en función de:

- a. La presencia o no de vitalidad pulpar
- b. La morfología del diente

En resumen: RACIONALIDAD

EFICACIA

SEGURIDAD

En segundo lugar, hay que tener en cuenta los métodos a seguir en su aplicación:

- a. Preparación tipo de un incisivo central superior vital antes de soportar una corona Jacket
- b. Variante de preparación en el caso de un

diente desvitalizado. Podemos encontrarnos dos casos clínicos según que la porción coronaria del diente esté intacta ó destruida parcial o totalmente.

GABINETE

Las preparaciones dentales destinadas a coronas OPTEC, requieren una terminación tipo CHANFER pronunciado, la reducción axial será de 1mm. y la reducción oclusal será de 1 a 1/2 mm. (mínimo). Una preparación correcta para OPTEC, debe siempre presentar un ángulo interno redondeado a nivel cervical. Las preparaciones subgingivales no son nada útiles.

AGENTES DE CEMENTADO Y FIJACION

SELECCION DE UN AGENTE DE FIJACION

Hay dos tipos de composites apropiados para este tipo de cementado: los composites de macrorrelleno y los de microrrelleno. Estos últimos tienen la ventaja de conseguir y mantener una superficie lisa; pero también tienen muchos inconvenientes. Entre estos, el hecho de que forman un espesor de película muy grande, en general de más de 100 a 200 m, debido a la presencia de partículas de resina prepolimerizada. Los microrrelenos, además, poseen una resistencia a la compresión y a la tracción y una absorción de agua más pobre que la mayoría de los composites de macrorrelleno. Con respecto a la estética, los microrrelenos tienen menos vitalidad y parecen más semejantes al plástico que los macrorrelenos.

Como agentes de fijación, los macrorrelenos poseen muchas ventajas sobre los microrrelenos. Pueden llegar a formar espesores de película muy bajos; algunos menos de 25 m. Tienen una alta resistencia a la compresión y tracción y una baja absorción de agua. En términos de

estética poseen una excelente vitalidad. Entre los macrorrellenos híbridos, los de minirrelleno son los de elección.

Tienen un espesor de película muy bajo, así como un alto porcentaje de relleno. Por regla general, los macrorrellenos tienen una ventaja adicional: son menos viscosos que los microrrellenos. Esto es aún más evidente cuando se comparan los composites de micro y macrorrelleno con el mismo porcentaje de relleno.

SISTEMAS FRAGUADOS QUIMICAMENTE

Las ventajas de los agentes químicos de fijación radica en que fraguan en las zonas más profundas, donde puede ser difícil la penetración de la luz. Sus desventajas consisten en su tiempo de trabajo limitado y una pobre estabilidad de color.

SISTEMAS FRAGUADOS POR LUZ

La ventaja del fraguado por luz reside en que permite un tiempo de trabajo más prolongado. Esto facilita al profesional la eliminación de cualquier exceso de material antes del fraguado. Con ello se puede reducir grandemente el tiempo de acabado de estas restauraciones. Las pruebas son también más fáciles con los sistemas fotopolimerizables, ya que la corona puede quitarse y ponerse fácilmente cierto número de veces antes del fraguado. La desventaja de la polimerización por luz estriba en que las restauraciones gruesas u opacas pueden no recibir la intensidad de luz adecuada para un fraguado óptimo.

FALLOS DE COHESION

Los profesionales están acostumbrados al cementado

rápido de las prótesis. Esto es necesario porque la mayoría de los cementos dentales incrementan rápidamente el espesor de la película y pierden adherencia con el tiempo. En general, los agentes de fijación fotopolimerizables utilizados bajo las coronas de porcelana deberían asentarse muy lentamente, algunas veces durante varios minutos. Esto permite que el agente de fijación fluya lentamente bajo la corona.

Los profesionales también están acostumbrados a asentar las coronas en una sola dirección, ya que tienen una clara vía de inserción. Se asientan mejor haciéndolas oscilar suavemente de un lado a otro. Con ello se facilita el que el exceso de cemento escape fuera de los márgenes. Además es mucho menos probable que los vectores de las fuerzas de lado a lado provoquen una fractura por compresión. Combinando estas técnicas de colocación con un composite de fijación fluido, se reducirá considerablemente la probabilidad de fallos de cohesión durante la cementación.

Los composites pueden hacerse menos viscosos por dos métodos:

- * reduciendo el porcentaje de relleno
- * por el calor

Cualquier composite puede mezclarse con un agente de unión sin relleno; así se rebajará la carga del relleno y se reducirá la viscosidad del composite. Hay una gran variedad de composites de fijación comercializados, que, por lo general, tienen cargas de relleno entre el 35 y el 60%.

El calor es otro método para reducir la viscosidad. Tiene la ventaja de mantener la carga de relleno del composite al tiempo que se mejora el fraguado. Sin embargo, esto acorta la velocidad de solidificación y suele

envejecer el composite si el resto del material calentado no se utiliza inmediatamente. Mantener la más alta carga posible mediante el uso del calor es especialmente práctico cuando se cementan coronas con márgenes no demasiado deseables. Teóricamente, sólo debería calentarse la cantidad de composite que vaya a utilizarse para la fijación, ya que el calor afecta a la propia vida del composite. Los materiales de elección para este proceso son los composites de pequeña partícula inyectables con jeringa, o híbridos de minirrelleno preparados en carpules (por ejemplo HERCULITE inyectable). Estos carpules pueden introducirse en un vaso de agua caliente (por ejemplo, de una cafetera) durante uno o dos minutos. Tras ello, el contenido del carpule puede extraerse con una jeringa. El composite debe usarse entonces rápidamente mientras todavía este muy fluido.

Después de que la corona se halle en su sitio, el composite se enfriará y espesará. En este punto el composite se puede contornear para recubrir las zonas defectuosas de la corona. Una vez se hayan alisado cuidadosamente todas las superficies, aquél puede polimerizarse en la forma acostumbrada.

TÉCNICAS PARA CEMENTADO ADHESIVO

El desarrollo de las resinas compuestas junto a las técnicas de grabado ácido durante los últimos veinte años han marcado un hito en la Odontología restauradora. El mayor avance inicial fue conseguir la unión de un material de restauración a la estructura dentaria utilizando grabado ácido del esmalte.

En 1955, MICHAEL BUONOCORE ⁴⁴ publicó un artículo en

⁴⁴ BUONOCORE, M.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces., J.Dent.Res., 34:8,9-853, 1955.

el Journal of Dental Research titulado " Un método simple para incrementar la adhesión de los materiales de obturación acrílicos a la superficie del esmalte ". En esta publicación daba a conocer su descubrimiento: cuando el esmalte era tratado con un ácido y luego lavado con agua, se formaban microporosidades en la superficie del esmalte. BUONOCORE demostró que las resinas acrílicas autopolimerizables se unían a la superficie del esmalte tratado con ácido, por medio de un engranaje micromecánico resultante de la proyección de la resina en las porosidades del esmalte creadas por el tratamiento con el ácido. A pesar de la importancia de este descubrimiento, el trabajo de BUONOCORE pasó inadvertido durante casi quince años.

En 1962, RAY BOWEN desarrolló el **Bis-GMA** y las primeras resinas compuestas. En 1970, BUONOCORE informó por primera vez de un Bis-GMA activado por luz ultravioleta. En 1971, la compañía L.C.Caulk introdujo en el mercado el **NUVA-SYSTEM** activado por luz ultravioleta, uno de los primeros composites que utilizaban el grabado ácido para unir la resina compuesta al esmalte. Fué después de la aparición del sistema mencionado cuando la utilización del grabado ácido para la unión del composite al esmalte comenzó a ganar adeptos.

GRABADO DEL ESMALTE

En la técnica del grabado ácido se trata el esmalte con un ácido que elimina unos 10 micrones. de la superficie y disuelve selectivamente las terminaciones de los prismas en el esmalte restante. Esto produce una superficie porosa de unos 25 a 75 micrones de profundidad que actúa como un sistema de canales, dentro del cual puede fluir una resina sin relleno. El grabado ácido del esmalte incrementa el área de superficie más de dos mil veces, con lo que se obtiene una mayor trabazón mecánica entre la resina y la superficie dentaria.

En un principio el doctor BUONOCUORE usaba ácido fosfórico al 85% y lo aplicaba sobre el esmalte durante 30 segundos. Los trabajos posteriores del doctor Leon SILVERSTONE y otros demostraron que un grabado con ácido fosfórico al 30% o, como máximo, al 50% durante 60 segundos proporcionaba un patrón más retentivo para la unión de la resina.

Las resinas de baja viscosidad, que se usan directamente sobre el esmalte grabado, se denominan en general **AGENTES DE UNION (BONDING AGENTS)**. Se aplican sobre la superficie del esmalte grabado de las preparaciones cavitarias en una capa fina. Estas resinas ligeras pueden fluir al interior de los canales que ha formado el ácido en el esmalte.

La resina se polimeriza entonces y forma los flecos de resina (**Resin Tags**). El engranaje de estos flecos de resina en los canales creados en el esmalte proporciona una importante retención mecánica (no se forma enlace químico alguno).

Sobre esta capa de unión se coloca el composite con relleno (matriz de resina más partículas de relleno). Entre estas capas sí se forma un enlace químico y, de esta manera, el composite queda unido al diente.

La técnica del grabado ácido ayuda a combatir la contracción que tiene lugar durante la polimerización de los composites. Reduce la retracción del material de los márgenes que podría conducir a la filtración y a la caries. Cuando en la cavidad existen márgenes de esmalte grabados, la contracción del composite durante la polimerización es dirigida hacia ellos, resultando un despegamiento del material de las paredes axiales.

Durante algún tiempo se pensó que la superficie del esmalte grabado recuperaba sus características originales cuando quedaba expuesta a los fluidos orales.

Los primeros estudios llevados a cabo con el microscopio electrónico de barrido parecían demostrar que la superficie grabada quedaba totalmente remineralizada y sin efectos aparentes del ácido tras dos semanas en contacto con los fluidos orales.

Posteriormente se ha demostrado que esta remineralización temprana no es tal, sino el relleno de los canalículos del esmalte por una mucoproteína de la saliva, y que la remineralización en sí puede llevar dos o más meses de tiempo. Así pues, es mejor grabar sólo aquellas superficies que se unirán al material de restauración.

El grabado ácido actúa más eficazmente sobre las terminaciones de los prismas del esmalte. El corte seccional de los prismas del esmalte permite formar flecos de resina más largos que un corte longitudinal SPEISER, A.⁴⁵

El grabado del esmalte recién tallado también proporciona mayor retención que cuando se graba el esmalte no preparado SCHEINDER, P.⁴⁶ Parece que el esmalte no preparado tiene a menudo fluoruro en su superficie, y es, por tanto más resistente a los ácidos.

Se ha demostrado, además, que los dientes temporales y el 70% de los dientes permanentes tienen en su

⁴⁵ SPEISER, A., and KHAN, M.: The etched butt-joint margin., J.Dent.Child, 44 (1977), 42.

⁴⁶ SCHNEIDER, P., MESSER, L. and DOUGLAS, W.: The effect of enamel surface reduction in vitro on the bonding of composite to permanent human enamel., J.Dent.Res., 60 (1981), 895.

superficie una capa de esmalte aprismática RIPA, L.⁴⁷. El esmalte aprismático carece de prismas de esmalte uniformes y, por lo tanto, proporciona menor retención cuando se le somete al grabado ácido. En dientes permanentes, esta capa tiene 30 m. de espesor y se localiza sobre todo en áreas gingivales.

Con la remoción de 0.1 mm. de espesor de esmalte se elimina esta capa aprismática, y se consigue mejorar la unión de la resina y del esmalte grabado en un 25 a 50%, dependiendo de la cantidad del esmalte aprismático presente SCHEINDER, P.⁴⁸

También es importante destacar que el esmalte que ha sido grabado y en cambio no queda cubierto por la restauración no debe someterse al contacto con sustancias que puedan teñirlo, tales como café, té y tabaco. Por la misma razón, en las dos semanas siguientes al grabado ácido deberán hacerse aplicaciones tópicas de flúor. Durante ese tiempo de remineralización es recomendable usar, tras el cepillado dental, un gel de flúor o un colutorio. Se ha demostrado que el FSn o el FNa no alteran ni tiñen la superficie del esmalte COOLEY, R.⁴⁹ No deben utilizarse geles acidulados de flúor, pues se ha observado que disuelven algunos tipos de partículas de relleno de los composites.

Lo mejor es añadir un gel de flúor a la restauración acabada, antes de retirar el dique de goma. Esto permite

⁴⁷ RIPA, L., GWINNETT, A. and BUONOCORE, M.: The "primless" outer layer of deciduous and permanent enamel., Arch. Oral Biol., 11 (1966), 41-48.

⁴⁸ SCHEINDER, P., MESSER, L. and DOUGLAS, W.: The effect of enamel surface reduction in vitro on the bonding of composite to permanent human enamel., J. Dent. Res., 60 (1981) 895.

⁴⁹ COOLEY, R., and BARKMEIER, W.: Staining of composite and microfilled resin with stannous fluoride. J. Pros. Dent., 49 (1983) 346-348.

que el esmalte tome grandes cantidades de flúor. Una vez la saliva ha cubierto el diente, se reduce la capacidad del esmalte de captar flúor.

UNION RESINA-DENTINA

La unión de las resinas a la dentina ha sido siempre un reto para la Odontología. La dentina tiene una energía de superficie muy baja y es por naturaleza hidrófila. La mayor dificultad estriba en intentar unir una resina hidrofóbica a esta dentina de tan baja energía de superficie.

Los agentes de unión dentina-resina se dividen en dos tipos:

- * los que se proponen para ser utilizados solamente en la dentina.
- * los que se proponen para ser utilizados en la dentina y el esmalte.

Los materiales para uso exclusivo sobre la dentina se denominan **AGENTES DE UNION A DENTINA**.

Los materiales que se unen a dentina y a esmalte se denominan **AGENTES DE UNION A DENTINA Y ESMALTE**.

AGENTES DE UNION A DENTINA

El primero que se introdujo en el mercado fue **CERVIDENT**. Contiene un promotor de la adhesión que se une a la dentina grabada. El promotor de la adhesión contiene a su vez **NPG-GMA**; este material es uno de los primeros que se unirían a la dentina in vitro **NATION, W.**⁵⁰ aunque al parecer no contribuye a la adhesión a nivel del esmalte

⁵⁰ **NATION, W., JEDRYCHOWSKY, J. and CAPUTO, A.:** Effects of surface treatment on the retention of restorative materials to dentin. *J. Pros. Dent.*, 44 (1980) 638-642.

grabado CHARBENEAU, G.T.⁵¹

Los estudios clínicos con Cervident dieron como resultado porcentajes de fracasos inaceptables en períodos de cinco años. El material, en cambio, parecía ser prometedor cuando se utilizaba en conjunción con algún tipo de retención mecánica.

Una de las razones que justifican su poca fuerza de unión es que el NPG-GMA cristalizaría en la superficie al secarse, resultando en un área de superficie más reducida para la unión a la resina.

Con posterioridad se desarrollaron algunos sistemas que utilizaban un 50% de ácido cítrico como agente de unión. Estos materiales presentaban una considerable toxicidad para los tejidos pulpares. Además, incluso con el tratamiento con ácido, se conseguía una unión resina a dentina cinco veces menor que la unión resina a esmalte grabado.

CLEARFIL es un monómero de metacrilato que se uniría mecánicamente a los túbulos dentinales abiertos como consecuencia del tratamiento con ácido. Algunos ensayos llevados a cabo por Ray Bowenhan han obtenido resultados con este producto de aproximadamente 20 Kg/cm² en fuerza de unión a dentina (la fuerza de unión resina a esmalte grabado es de unos 120 kg/cm²).

CREATION BOND (DENT-MAT) utiliza como sistema de unión a dentina un éster fosfórico derivado del ácido tartárico. La información científica independiente acerca de los efectos sobre la pulpa y la fuerza de unión a dentina de este producto es escasa. Algunas publicaciones

⁵¹ CHARBENEAU, G.T. and DENNISON, J.B.: Ten year clinical evaluation of a pit and fissure sealant. J.Dent.Res., 64; IADR abstract, 309, 1985.

independientes (como el Dental Adviser) han presentado resultados de mediciones de la fuerza unión a dentina de aproximadamente 20 kg/cm² con el composite SPECTRA BOND .

En 1983, la casa VIVADENT introdujo un producto llamado DENTIN-ADHESIT. Este es un agente de unión a dentina que puede ser utilizado con cualquier composite, ya que se adhiere por difusión la resina líquida colocada sobre él. Contiene un monómero sólido isocianato pre-reaccionado de dimetacrilato de uretano, suspendido en solvente de cloruro de metilano a una concentración del 20%.

Se piensa que esta sustancia se adhiere a dentina por un enlace químico covalente entre sus grupos isocianato y los grupos hidroxilo de hidroxiapatita (presentes en esmalte y dentina). Cuando se seca, este producto se fija a las irregularidades de la dentina más como un barniz cavitario o una laca. Cuando el solvente se ha evaporado, el residuo de resina resultante es muy insoluble y actúa como un protector de la dentina muy efectivo frente al grabado ácido. Una desventaja del material es que necesita la utilización de agentes químicos de secado que podrían tener efectos adversos sobre la pulpa. No es recomendable utilizarlos sobre esmalte grabado, pues la unión que se consigue a este nivel es más débil que la resultante de utilizar resinas líquidas.

El trabajo de algunos investigadores SMITH, C.⁵² ha demostrado que este material es más efectivo sobre superficies dentinales muy secas, que por otra parte son difíciles de conseguir en las situaciones clínicas habituales. Otra desventaja del DENTIN-ADHESIT es que tarda

⁵² SMITH, C. and WILLIAMS, D.F. (ed.); Biocompatibility of dental materials, vol. I: Characteristics of dental tissues and their response to dental materials, Boca Raton, Florida, CRC Press Inc., 1982, 187-211

24 horas en alcanzar su máxima fuerza de unión. Esto hace que, en obturaciones grandes, los métodos de colocación del material sean críticos, ya que la contracción de polimerización del composite puede causar un margen abierto cuando todavía la unión dentina-resina no se ha completado.

En 1984 y 1985 se introdujeron los ionómeros de vidrio LINERS como sistemas de unión dentina-resina. Con este propósito se introdujeron específicamente el LINING CEMENT (G-C), KETAC-BOND (ESPE) y "GLASIONOMER" BASE and LINIG CEMENT (SHOFU).

El de la casa G-C es un ionómero de vidrio radiopaco de presentación en forma de polvo-líquido y de color blanco leche. El fraguado inicial tiene lugar en cuatro minutos, y en 10 a 15 minutos se completa el fraguado. El material es semitranslúcido, por lo que limita la percepción del tejido dentario al que cubre. Ketac-Bond, de la casa ESPE, es un ionómero de vidrio anhidro que se presenta en forma de polvo-líquido, con dos tonalidades de polvo:

- * gris oscuro
- * amarillo oscuro

Este ionómero desarrolla un fraguado inicial en dos minutos, y a los 5 o 10 minutos tiene lugar un fraguado más completo. El Glasionomer Base and Lining, de la casa Shofu, se presenta en tres tonos que se corresponden con el A1, A3 y C4 de Vita. Su fraguado inicial tiene lugar en cuatro o cinco minutos. Este material presenta algunas mejoras en las propiedades de los ionómeros debido a la incorporación al polvo de un derivado especial de hierro. Los tres ionómeros de vidrio vistos tienen como base pequeñas partículas de vidrio radiopaco que liberan Flúor, y se unirán a la dentina.

La resistencia a las fuerzas de compresión y la

resistencia a la tracción del Lining Cement son 11800 y 930 libras por pulgada cuadrada respectivamente. Para el Ketac-Bond, la resistencia a la compresión y a las fuerzas de tracción son respectivamente 24700 y 1300 KOBASHIGAWA, A.⁵³ Para el Glasionomer Base and Lining, 35000 y 1170 respectivamente. Un composite tipo tiene una resistencia a la compresión y a la tracción de 45000 y 8000 libras por pulgada cuadrada respectivamente. Debido a la inferioridad de las propiedades físicas de los ionómeros de vidrio tipo LINER frente a los composites, no deberían usarse éstos en grosores considerables bajo restauraciones posteriores de composite. Si así se hiciera, podría conducir a la fractura del composite debido al pobre soporte oclusal que aporta el ionómero. Colocando una fina capa del ionómero de vidrio es menos probable que este hecho contribuya al fallo del composite.

Actualmente existen en el mercado otros sistemas de unión a dentina que implican una fijación al colágeno, más que a la fase inorgánica de la dentina (el colágeno y la hidroxiapatita constituyen cada uno el 50% del volumen dentinal). Las preparaciones de glutaraldehído parecen prometedoras MUSKSGAARD, E.⁵⁴

En 1985, la compañía BAYER introdujo en la Europa occidental este sistema a base de glutaraldehído con el nombre de GLUMA DENTIN BOND. El material contiene 5% de glutaraldehído, 35% de HEMA y 60% de resina sin relleno. Debe ser utilizado junto con un agente de unión tipo resina líquida. Se han publicado resultados respecto a la fuerza

⁵³ KOBASHIGAWA, A.: Physical properties of glass ionomer cements., Dental Materials Center Product Evaluation Report, Kerr/Sybron, 1985.

⁵⁴ MUSKSGAARD, E. and ASMUSSEN, E.: Bond strenght between dentin and restorative resins mediated by HEMA and glutaraldehyde., J.Dent.Res., 64 (1984), 1087-1089.

de unión de hasta 168 kg/cm² ZIDEN, O.⁵⁵,⁵⁶ ; MUSKSGAARD, E.⁵⁷ Estos valores suponen casi el doble de los referidos al resto de sistemas comercializados actualmente. Por otro lado, estos resultados tan prometedores deben ser confirmados con estudios clínicos independientes y reglados.

UNION RESINA-RESINA

Existen dos tipos de unión resina-resina: la que tiene lugar en las primeras 24 horas y otra más posterior que se utiliza cuando se pretende reparar o modificar una restauración ya existente. La diferencia básica entre los dos tipos de unión radica en el método propio de unión y la técnica de colocación.

El término unión resina-resina **inmediata** hace referencia a la unión que tiene lugar durante las 24 horas posteriores a la colocación. Durante este período todavía se lleva a cabo la reacción oscura de la polimerización. En la unión resina-resina inmediata aún quedan dobles enlaces libres por reaccionar, que permitirán una copolimerización y la reacción cruzada resultante entre ambos materiales. Así pues, la unión resina-resina inmediata es de naturaleza química.

El término unión resina-resina **retardada** hace referencia a la unión que tiene lugar en una fecha

⁵⁵ ZIDEN, O., ASMUSSEN, E. and JORGENSEN, K.: Correlation between tensile strength and bond strength of composite resins., Scand. J. Dent. Res., 88 (1980), 348-351.

⁵⁶ ZIDEN, O., ASMUSSEN, E., and JORGENSEN, K.: Tensile strength of restorative resins., Scand. J. Dent. Res., 88 (1980), 285.

⁵⁷ MUSKSGAARD, E. and ASMUSSEN, E.: Bond strength between dentin and restorative resins mediated by HEMA and glutaraldehyde., J. Dent. Res., 64 (1984), 1087-1089.

posterior a la de la colocación inicial. En la unión resina-resina retardada apenas quedan dobles enlaces reactivos disponibles en el composite antiguo para la unión a un nuevo composite. Por ello, este tipo de unión retardada depende básicamente de alguna forma de retención mecánica, más que de una unión química.

UNION RESINA-RESINA INMEDIATA

Este tipo de unión tiene lugar cada vez que un composite sin polimerizar se añade a otro composite que acaba de ser polarizado. Con este tipo de unión es aconsejable no alterar la capa brillante de superficie del composite previamente fraguado, pues se trata de una capa de resina no polimerizada debido a la presencia de oxígeno. Por lo general, se la denomina "capa inhibida por el oxígeno". Esta capa superficial de resina no polimerizada proporciona dobles enlaces libres para reaccionar con el composite que se añade. Esta capa inhibida por el oxígeno es más aparente tras la polimerización de los agentes de unión.

La unión resina-resina inmediata es más efectiva cuanto menor tiempo transcurre hasta la adición y polimerización de una nueva capa, siendo el tiempo ideal entre la aposición de dos capas sucesivas menor de cinco minutos. Si transcurrieran más de 10 minutos, la adición de una nueva capa debería ser precedida de la aplicación de una fina capa de resina sin relleno.

Debe evitarse la contaminación de la superficie de resina sobre la que se ha de añadirse una nueva capa. Si la contaminación ocurriera, es preferible utilizar procedimientos basados en una unión resina-resina retardada para añadir nuevas capas de composite.

El composite que se añade deberá ser del mismo tipo

de matriz de resina que aquel sobre el que se añade, aunque el porcentaje de relleno puede ser diferente. De hecho, se obtienen resultados excelentes al añadir un microrrelleno sobre un composite de pequeña partícula. La unión entre éstos será excelente cuando el microrrelleno se añada de inmediato tras la polimerización del composite de pequeña partícula. También es posible colocar dos materiales juntos (de distinto porcentaje de carga) y polimerizarlos al mismo tiempo. Aunque este procedimiento tendría la desventaja de que el grosor de capa que se obtendría sería muy difícil de polimerizar completamente. Es preferible, por ello, polimerizar resinas en capas no demasiadas gruesas.

UNIÓN PORCELANA-RESINA

Hay dos tipos principales de unión porcelana-resina micromecánica y química. La unión micromecánica porcelana-resina implica una porcelana que ha sido micrograbada con un ácido para permitirle la unión posibilitando la penetración de flecos de resina en los canales grabados de la porcelana. La unión micromecánica es similar a la que se encuentra en las superficies de metal grabado. La mayor diferencia radica en que las superficies de porcelanas grabadas son mucho más frágiles que las superficies metálicas grabadas, y corren, por tanto, mayor riesgo de presentar fallos cohesivos que éstas últimas.

La unión química porcelana-resina implica el uso de agentes químicos de acoplamiento. Los que más se utilizan son los SILANOS. Por lo general, la unión química porcelana-resina por sí sola es bastante más débil que la unión micromecánica porcelana-resina. La unión porcelana-resina más resistente se consigue cuando se combina la unión micromecánica con la química.

UNION MICROMECHANICA PORCELANA-RESINA

Durante décadas el hombre ha sido capaz de grabar los vidrios, y así, durante años, los sopladores de vidrio han grabado diseños, nombres y fechas en las cristalerías para decorarlas. Las porcelanas dentales que se utilizan en las restauraciones ceramometálicas actuales son químicamente más parecidas a los vidrios de hoy en día que cualquier otro tipo de porcelana. En los últimos años se ha comprobado que puede grabarse el vidrio con ácido fluorhídrico, y desde que se utiliza la porcelana fundida sobre metal, en las restauraciones defectuosas se ha podido disolver ésta fácilmente y eliminarla del metal, utilizando distintas soluciones comerciales que contienen ácidos fluorhídrico y sulfúrico. Estas mismas soluciones se utilizan hoy para grabar las superficies de porcelana y conseguir así una unión porcelana-resina de tipo micromecánico.

A pesar de que desde hace años se dispone de la tecnología necesaria para grabar porcelanas, la aplicación de estos procedimientos para conseguir una fijación de las resinas composite es muy reciente y se debe a la difusión alcanzada por las restauraciones coladas adhesivas.

QUIMICA DEL GRABADO DE LA PORCELANA

Al igual que el esmalte, el vidrio no es una sustancia homogénea, sino que está compuesta de diversas fases microscópicas. La complejidad e interacción entre estos diferentes componentes es lo que confiere vitalidad a los vidrios modernos utilizados en las porcelanas dentales. Esta misma complejidad de los cristales microscópicos de

estas porcelanas hace que algunos de sus componentes sean más susceptibles que otros a la disolución por ácidos; el resultado es una superficie que presenta picos y valles de tamaño microscópico.

A nivel macroscópico, por analogía, es similar a la formación de valles y colinas por efecto de las lluvias, que arrastran el lodo blando dejando al descubierto las rocas, que son más resistentes. Tras miles de millones de años, el resultado es la conversión de las superficies planas en superficies muy irregulares. Pues bien, utilizando ácidos apropiados se consigue en pocos minutos un efecto sobre el vidrio, similar a lo que sucede en la naturaleza tras millones de años.

Los ácidos que se utilizan con mayor frecuencia son derivados del ácido fluorhídrico. Estos disuelven la porcelana dental rápidamente y proporcionan un excelente relieve tridimensional.

Una de las soluciones más ensayadas es la denominada STRIPT, que es una solución comercial de ácido fluorhídrico y ácido sulfúrico.

La siguiente figura ilustra los resultados obtenidos por CALAMIA, J.⁵⁸ respecto a las fuerzas de unión resina-porcelana que se consiguen con este tratamiento.

EVALUACION CLINICA DE LAS SUPERFICIES DE PORCELANA

GRABADAS

TEST DE CAPILARIDAD

Una gota de agua colocada sobre una superficie de

⁵⁸ CALAMIA, J.R., VAIDYANATHAN, J., VAIDYANATHAN, T.K. and HIRSCH, S.M.: Shear bond strength of etched porcelain., J.Dent.Res., 64, 296; IADR Abstract, 1096, 1985.

porcelana no grabada se mantendrá como una burbuja debido a la gran diferencia de tensión superficial entre las dos sustancias. Sin embargo, una superficie de porcelana grabada se "mojará" inmediatamente.

Por ejemplo, si se coloca una gota de agua en un extremo de una superficie de porcelana no grabada permanecerá allí y no se esparcirá; por el contrario, si se coloca una gota de agua sobre una superficie de porcelana grabada en un extremo, ésta se esparcirá lenta y uniformemente hacia el otro extremo y eventualmente mojará toda la superficie. El agua se extiende a través de la porcelana grabada porosa por capilaridad. El mecanismo es el mismo que cuando se humedece una esponja de cocina por una de sus caras y en pocos minutos toda la esponja está humedecida. El agua se extiende por capilaridad a través de una superficie porosa.

Este principio puede servir para comprobar el grabado de superficie de cualquier material. Por lo general, cuanto más porosos y retentivos son los flecos por efecto del grabado, más rápidamente se extenderá un fluido por capilaridad.

UNION QUIMICA PORCELANA-RESINA

Este tipo de unión se utiliza sobre todo en la reparación de las restauraciones ceramo-metálicas. También se utiliza para conseguir una retención adicional sobre las superficies cerámicas grabadas y mejorar así la formación de los flecos de resina.

El material más utilizado es el **SILANO**. Se considera que la unión de éste a la porcelana estriba básicamente en un fenómeno de mojamiento de superficie. En otras palabras, más que una fijación química verdadera, se trata de una unión gracias a la reducción de la tensión superficial

entre los dos materiales. Los silanos son agentes humectantes que pueden mejorar la capacidad de unión de dos materiales diferentes, que cuando se aproximen quedarán fijados por **FUERZAS DE VANDERWALLS**; la relativa debilidad de estas uniones puede explicar por qué la unión entre porcelana tratada con **SILANOS** es tan baja.

Debido a su capacidad para reducir la tensión superficial, los **SILANOS** sirven como imprimantes excelentes de los agentes de unión utilizados sobre las superficies de porcelana grabada. El **SILANO** permite que el agente de unión penetre más fácilmente en los canales grabados.

SILANO

Los silanos son muy inestables. Si se utilizan sólo ocasionalmente, deben conservarse en el refrigerador. Asimismo, estos sistemas suelen contener porcentajes elevados de solventes orgánicos, por lo que es importante no dejar los frascos abiertos durante períodos de tiempo largos. Los sistemas que constan de dos componentes pueden tener una vida media más prolongada.

El agua es un contaminante de la mayoría de los sistemas de silanos; conduce a que el material reaccione consigo mismo y acorta su vida media. Una de las formas de contaminación más habituales es abrir la botella de silano inmediatamente después de su refrigeración. El vapor de agua se condensará rápidamente en la solución y la contaminará.

Una de las dificultades de estos sistemas es precisamente determinar la efectividad del material. Es importante etiquetar los frascos con la fecha de apertura y poner especial cuidado en su manipulación, ya que, como se ha visto, tienen una vida media limitada. Debe darse a conocer cualquier frasco de silano que contenga alguna

precipitación. La presencia de precipitados significaría que el silano ha reaccionado consigo mismo para formar complejos moleculares mayores, que son los que luego precipitan.

TÉCNICAS DE GRABADO DE LA PORCELANA

Hay muchos tipos de reactivos para la porcelana y muchos métodos para aplicarlos en las zonas apropiadas. A continuación se describen algunos de los más usados comunmente.

TÉCNICA DE LA CERA PEGAJOSA.

Con esta técnica, la superficie de la porcelana es recubierta cuidadosamente con una cera pegajosa para protegerla del grabado, de forma muy parecida al proceso utilizado para mordentar un puente adhesivo. Cuando se ha terminado, la superficie lingual de la porcelana, que tiene que ser unida, es la única zona que queda expuesta. Para facilitar la manipulación puede unirse un bebedero de cera a la superficie labial.

Utilizando guantes y ventilación, la corona de porcelana encerada se coloca y sella en un pequeño vial de plástico que contenga una solución para grabar vidrio (generalmente ácido fluorhídrico al 10% o STRIP). El frasco se coloca entonces en un limpiador ultrasónico durante el tiempo de grabado, que oscila entre los 5 y 20 minutos dependiendo de la opacidad deseada en la restauración final.

El tiempo de grabado también puede variar según el espesor de la capa de porcelana. La corona ya grabada se retira con un instrumento no metálico y se lava con abundante agua.

Posteriormente la corona se enfría con agua helada

durante tres a cinco minutos, después de lo cual la cera pegajosa se puede separar fácilmente. La superficie de la porcelana grabada ha de tener una apariencia ligeramente escarchada.

TÉCNICA DE LA ARCILLA

La mayoría de las arcillas de modelado disponibles comercialmente son resistentes a cualquier tipo de ácido. En esta técnica se trata de comprimir cuidadosamente la corona contra una pieza fina de arcilla de modelado. Se debe tener cuidado de no fracturar la corona cuando se comprima para ponerla en su sitio. Generalmente, bastará un suave vaivén incluso con las coronas más delgadas. La arcilla se adapta entonces para que cubra la porcelana justamente hasta los márgenes que tengan que ser grabados. Una vez que la corona queda bien empotrada en la arcilla, se coloca una torunda de algodón saturada de una solución para el grabado de porcelana sobre la superficie expuesta. Se deja así, en una zona bien ventilada, durante el tiempo de grabado deseado. Transcurrido este tiempo, se retira la torunda de algodón saturada y se enjuaga la corona con agua mientras está todavía empotrada en la arcilla. Para recuperar las coronas, simplemente doblar la arcilla, y las coronas se separarán con facilidad a medida que la arcilla se desprende de ellas. Luego las coronas pueden limpiarse más profundamente con un disolvente orgánico y/o un limpiador ultrasónico.

TÉCNICA DEL GEL

Las soluciones para el grabado de la porcelana pueden conseguirse ahora en forma de geles. Estos son a veces suficientemente viscosos para permitir una aplicación controlada del reactivo. Algunas veces se usan directamente sobre la superficie de la corona. Aunque es un procedimiento fastidioso y arriesgado, esta técnica puede

ser eficaz en algunas restauraciones que no puedan encerse fácilmente o empotrarse en la arcilla. No obstante, es posible y deseable usar estos geles juntamente con alguna forma de protección labial.

TIEMPO DE GRABADO

El tiempo de grabado determinará la retención y opacidad de la corona. Cuando el grabado se efectúe con STRIP, el tiempo óptimo de acción es de 2.5 o 20 minutos. Tiempos de mordentado entre estos valores ofrecen menos retención, de acuerdo con los informes recogidos CALAMIA, J.⁵⁹,⁶⁰ La diferencia principal entre los tiempos de mordentado de 2.5 y de 20 minutos es la opacidad resultante. Los estudios han indicado que las coronas de porcelana grabadas durante 20 minutos son más opacas. De este modo puede utilizarse el proceso de grabado para ajustar la capacidad de enmascaramiento de la porcelana. La opacidad de las coronas mordentadas durante 20 minutos las hace idóneas para tratar los dientes decolorados. Las coronas grabadas durante 2.5 minutos son más luminosas e apropiadas para proporcionar vitalidad, ya que la luz puede reflejarse más fácilmente.

VALORACION DE LAS SUPERFICIES DE PORCELANA GRABADAS

El método más eficaz para estimar la calidad de una superficie de porcelana grabada es mediante la valoración microscópica. Es muy deseable que los laboratorios dentales lleven a cabo este tipo de inspección.

⁵⁹ CALAMIA, J.R.: Etched porcelain veneers: the current state of the art., *Quint.Int.*, 16 (1985), 5-12.

⁶⁰ CALAMIA, J.R., VAIDYANATHAN, J., VAIDYANATHAN, T.K. and HIRSCH, S.M.: Shear bond strenght of etched porcelain. *J.Dent.Res.*, 64, 296; *IADR Abstract*, 1096, 1985.

Muchas veces, los profesionales o laboratorios no poseen el equipo adecuado para estas valoraciones microscópicas. Un método simple para determinar si una superficie de porcelana ha sido grabada es mediante un **TEST CAPILAR**. Cuando se coloca una gota de agua sobre una superficie de porcelana sin grabar permanecerá en forma de gotitas debido a la gran diferencia entre las tensiones superficiales de estas dos sustancias. Sin embargo, una gota de agua colocada en una superficie de porcelana grabada se suele aplastar y repartir por la porcelana inmediatamente. Además, el agua se continuará filtrando hasta llegar al otro lado de la superficie. Este método se puede utilizar para determinar la amplitud del grabado de la porcelana.

Esta prueba puede usarse también para verificar el grabado de superficie de cualquier material. Generalmente, cuanto más rápidamente filtre un fluido sobre la superficie, más porosos serán los flecos producidos por el grabado.

SECUENCIA GENERAL DE LA COLOCACION

Generalmente, las coronas de porcelana se adhieren al esmalte grabado con un composite fraguado por luz que se fija mecánicamente a la interfase de la porcelana grabada. El grabado de la porcelana con ACIDO FLUORHIDRICO sobre la superficie interna y el hombro de la corona conduce a la aparición de flecos mecánicos, algo parecido a lo que sucede en el esmalte. Esta unión es reforzada mediante el uso de SILANOS durante la cementación, los cuales proporcionan una unión química adicional. Si la colocación es cuidadosa, la unión porcelana-resina es el doble de la unión esmalte-resina, de manera que los fallos adhesivos son muy raros con estas coronas.

Como en los puentes adhesivos, también pueden usarse agentes de secado sobre la superficie grabada de una restauración de porcelana. Es práctico disponer de algún sistema de secado con aire caliente, para eliminar cualquier exceso del agente de fijación.

Sobre la superficie de porcelana se aplica un agente de unión de SILANO, dejándose secar durante unos minutos, para evaporar el exceso de etanol. Se colocan tiras de MYLAR próximas a los dientes que se tengan que cubrir, y se procede al grabado ácido del esmalte en la forma habitual.

Sobre la corona tratada y el esmalte grabado se coloca una capa fina de agente de unión fosforado. Ambas se polimerizan durante 10 segundos. Para la colocación final se utiliza bien un composite quimiopolimerizable, bien un composite fraguado a la luz de partícula pequeña y baja viscosidad.

En general, se prefieren los composites fotopolimerizables, debido a su mayor tiempo de trabajo. Colocando la jeringa del composite o el contenedor en un pequeño recipiente de agua caliente se reduce considerablemente la viscosidad.

Una vez se haya logrado la viscosidad correcta se coloca una capa delgada del composite sobre la superficie interna y hombro de la corona. Entonces se coloca la corona sobre el diente en la zona gingival primero. Se asienta suavemente dejando que el exceso de composite sea expulsado por el borde marginal. Un suave movimiento de lado a lado contribuirá a expulsar el exceso.

Se recomienda encarecidamente la colocación de una sola C.J. cada vez. Deben tomarse precauciones con el fin de detectar burbujas de aire que pudieran quedar atrapadas

bajo la corona. Si las hubiera, la corona debe ser levantada y probada de nuevo con más composite de fijación.

Una vez se encuentre la corona firmemente en su sitio, se elimina el exceso de composite que haya sido expulsado fuera de los márgenes. Cuando se hayan alisado todas las superficies de fijación, se polimeriza el composite con la luz a través de la corona. Una vez fraguado, se procede al acabado de los márgenes con diamantes microfinos y pastas de pulir.

FALLOS EN LA COLOCACION DE UNA CORONA DE PORCELANA

Existe la posibilidad de que ocurran los siguientes fracasos:

FRACTURA DE POLIMERIZACION: Ocurre cuando el espesor del composite de fijación es mayor en las zonas proximales que en centro de la corona. Este es un hecho bastante corriente, dado que la porcelana encoge cuando se cuece, produciéndose con frecuencia un levantamiento de los márgenes. Cuando se polimeriza el agente de fijación debajo de estos materiales, el centro del diente puede actuar como un "Pivote de giro". Cuando se contrae la resina por los lados de la corona, debido al encogimiento de la polimerización, el brazo de palanca que forma la distancia desde el margen al centro de la preparación puede fracturar la restauración. Este fallo cohesivo de la porcelana se produce en un plano vertical. Se trata de un problema común a todos los sistemas de laminados de porcelana, que puede evitarse mediante una cocción cuidadosa y progresiva de la misma, para controlar la contracción.

FALLO MARGINAL: La porcelana es altamente

susceptible a los fallos cohesivos durante el acabado. El calor excesivo o la fricción producidos por las fresas de Tungsteno o los diamantes a alta velocidad pueden provocar fracturas en la porcelana. Estos fallos se ponen de manifiesto, generalmente, después de algunas semanas o meses cuando estas zonas empiezan a acumular manchas. Por lo general, el mejor tratamiento consiste en eliminar la zona defectuosa o sustituir la corona.

FALLOS POR DECOLORACION: Las coronas de porcelana a veces se hacen más oscuras tras su colocación. Esto se debe a algún tipo de reacción química entre el SILANO, el composite y el agente de unión fosforado utilizados durante la fijación.

CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN Y UNIÓN A DENTINA

Uno de los primeros problemas que presentan los agentes de unión a dentina es su tiempo de fraguado. La mayoría alcanzan su máxima resistencia aproximadamente 24 horas después de su colocación. La contracción debida a la polimerización es un fenómeno que tiene lugar en todas las resinas composite, y además inmediatamente después de que comience la polimerización. Se ha demostrado "in vitro" que la fuerza debida a la polimerización que tiende a despegar la resina de las paredes cavitarias puede superar a la fuerza de unión a dentina alcanzable LUTZ, F. ⁶¹.

Cuando los fabricantes ponen a prueba los agentes de unión a dentina lo hacen en estudios "in vitro" en los que las fuerzas de polimerización están minimizadas, ya que por

⁶¹ LUTZ, F., PHILLIPS, R., ROULET, F. and SETCOS, J.: In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. J.Dent.Res., 63 (1984), 914-920.

lo general se ensayan sobre superficies planas en las que el agente de unión a dentina no tiene que competir con la contracción de polimerización de la resina. Sin embargo, en la mayoría de las situaciones clínicas, el composite se coloca en una cavidad conformada casi siempre con paredes opuestas, donde el agente de unión a dentina sí debe competir con la contracción de polimerización de la resina para formar la unión.

Debido a esta diferencia básica entre los estudios "in vitro" y la situación clínica, es obvio que la fuerza de unión que se obtiene con un agente de unión a dentina siempre es menor que la que indican las pruebas de laboratorio. Incluso en muchas situaciones clínicas es probable que no llegue a formarse la unión a dentina y que aparezca, por tanto, una abertura debida a la contracción en el margen dentina-resina. La expectación que produjo la aparición de estos productos respecto a la unión dentina-resina se ha tornado en decepción para muchos clínicos.

OBJETIVOS DEL TRABAJO

El perfeccionamiento de las técnicas para determinar la resistencia de los materiales ante ciertas agresiones, posibilita el estudio de las características de ciertos materiales dentales de reciente aparición en el mercado. Esta línea de investigación trata de estudiar su comportamiento ante los estímulos y fuerzas de la masticación y facilitar su elección más correcta en cada caso, dependiendo de las necesidades de la población.

Nos proponemos el estudio de ciertos condicionantes que pueden afectar a la ruptura de una corona de porcelana ante fuerzas de presión, así como la posible influencia de la cementación de la corona y su grado de cohesión al muñón.

Para ello se han utilizado cinco materiales diferentes de adhesión/cementación de estas coronas, teniendo también en cuenta aquellos parámetros que podrían favorecer la aparición precoz de fracturas de la porcelana tales como: 1.- grosor final de la misma; 2.- las fuerzas ejercidas para una misma área de aplicación; 3.- las áreas soportantes de la fuerza (área total de la corona y del muñón); 4.- las tensiones ejercidas en estas áreas en el momento de la ruptura y los desplazamientos obtenidos en la corona por efecto de la compresión en el cemento utilizado y/o deflexión de la porcelana.

De igual forma se analizan algunos aspectos derivados del estudio de los efectos de cizallamiento y compresión sobre la porcelana.

Disponemos en la actualidad de una serie de cerámicas,

de resinas y de técnicas adhesivas desarrolladas en los últimos años, que nos permiten realizar trabajos con resultados más estéticos y con resistencia suficiente a las fuerzas de masticación y oclusales como para obtener un resultado satisfactorio.

Nuestro trabajo está encaminado a buscar unos procedimientos que nos permitan, en este tipo de restauraciones protéticas, un mayor margen de seguridad.

Los parametros que nos proponemos estudiar son:

1º.- Comprobar si los sistemas de cementación con resinas producen un aumento de la resistencia a la fractura de la corona Jacket.

2º.- Estudiar si los adhesivos dentinarios producen una unión estructural C.J.-Resina-Dentina.

3º.- Determinar que adhesivo es el que proporciona un mayor aumento de resistencia a la compresión en las estructuras formadas por C.J.-Resina-Dentina.

4º.- Comparar estos nuevos sistemas de cementación con los tradicionales de oxifosfato de zinc.

5º.- Estudiar la resistencia estructural de las C.J. cementadas con oxifosfato de zinc y las C.J. cementadas con resinas del grupo 4-Meta.

MATERIAL Y METODO

Para la investigación encaminada al estudio de los objetivos anteriormente expuestos hemos confeccionado una serie de coronas Jacket de cerámica que sometemos a fuerzas de compresión en una máquina de ensayo, Ibertest 500, que nos da la tensión soportada antes del punto de fractura de la corona de cerámica.

I .- MATERIAL

En este estudio hemos utilizado como materiales para las preparaciones los siguientes:

I.1.-PATRONES

Utilizamos piezas dentarias recién extraídas y sin caries. Seleccionamos los primeros premolares superiores incluyendo las raíces en resina autopolimerizable de la casa Ivoclar para hacer unos troqueles adaptables a la máquina Ibertest 500, conservándolos en suero fisiológico con clorhexidrina al 5%.

Para el tallado se utilizaron fresas de la marca Paul-Lusting (Boston, USA, RCB II). Siempre tuvimos en consideración el realizar el mismo tipo de tallado, como si de la boca se tratase. Siguiendo la técnica de SHILLINGBURG ⁶² cada una de las caras se talló con una angulación de 3 grados de convergencia hacia oclusal,

⁶² SHILLINGBURG, H.T. HOBO, S. and WHITSETT, L.D.:
Fundamentos de prostodoncia fija. Quintessence Publishing Co.
Inc. Chicago, U.S.A. pag 67. 1967.

JORGENSEN ⁶³, obteniendo una convergencia de 6 grados hacia oclusal.

La terminación de la preparación a nivel cervical se realizó siguiendo la técnica de RODITTI ⁶⁴, tallando un hombro de uno a uno y medio milímetros, por la zona oclusal, con una terminación plana sin seguir la forma anatómica de las cúspides, buscando el punto de asiento plano para el puntero de trasmisión de la tensión en la máquina Ibertest 500 .

I.2.-IMPRESIONES

La toma de impresiones se hizo en todos los casos con silicona de adición Express de la casa 3M. y con cubetas individuales realizadas con el sistema Bio-Star con placa Biocryl C de grosor de 1.5 mm.

I.3.-REVESTIMIENTO

Para la tectina utilizada se realizó un vaciado de las impresiones en revestimiento V.H.T. de la casa Whip Mix Corporation (Luisville, Kentucky).

Propiedades físicas:

- Color Azul
- Proporción líquido/polvo..... 19ml/100gr.
- Expansión de asentamiento..... 30%
- Expansión térmica..... 50%
- Resistencia a la compresión... 149Kgr/Cm²

⁶³ JORGENSEN, K.D.: The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. Acta Odont. Scand. 13: 35. 1955.

⁶⁴ RODITTI, A. PALOUDIER, G. GUYONNET, J.J. VIGNEAU, C et ARMAND, S.: Les ceramo-metalliques, alliages precieux et non precieux. Preparation sur denta non depulpes. Colloques Odontologiques de Ranguel. Nov.1979.

- Temperatura máxima de cocción. 1200°C
- Tiempo de asentamiento 30 minutos

Es de destacar que el líquido de este revestimiento tiene una concentración del 100% y nosotros lo utilizamos en una proporción del 70%, es decir, siete partes de líquido y tres de agua destilada.

I.4.- PORCELANA

La porcelana utilizada es la Optec H.S.P. de la Jeneric/Pentron Incorporated. Es una vitrocerámica sin núcleo de alta resistencia, con alta translucidez y luminosidad.

Propiedades:

- Módulo de ruptura a la flexión 175 M.P.A.
- Tiempo de secado 8 minutos
- Temperatura de partida..... 538°C.
- Temperatura máxima de cocción 930°C.
- Tiempo de enfriamiento 2 minutos

Tenemos que destacar que en cada cocción se aumentó la temperatura en 10 °C. y se utilizó la técnica de aposición por capas de cerámica, se glaseó a 910°C.

I.5.-CEMENTO ;

Los cemento elegidos para la prueba fueron:

FORTEX, que es un ortofosfato de Zinc, el polvo es ZnO, MgO y el líquido H3PO4.

PANAVIA ; es una resina compuesta rellena de Bis-GMA con un éster de fosfato en el monomero añadido con un 75% de sustancias de relleno.

OPTEC, es el Bonding System, una resina compuesta de curado doble, autocurable y fotocurable, las características más importantes son:

Temperatura ambiente (23°C.)

- Tiempo de trabajo..... 45 segundos
- Tiempo de gel..... 2 minutos 45 segundos
- Tiempo de fraguado..... 5 minutos 55 segundos

In vivo (37°C.)

- Tiempo de gel..... 1 minuto 20 segundos
- Tiempo de fraguado..... 2 minutos 20 segundos

El Bondig System de OPTEC está compuesto por :

-El cemento propiamente dicho que es una resina compuesta que se suministra en dos jeringas A y B para su mezclado en el momento de utilizar.

- Acondicionador de dentina parte A.

- Acondicionador de dentina parte B compuesta de polvo acondicionador II más líquido acondicionador II, se deberá mezclar en la proporción una medida de polvo y seis gotas de líquido.

- Resina líquida o bonding parte C. que endurece en 40 segundos.

I.6.-ADHESIVOS

Sobre el cemento de OPTEC, en esta prueba se han utilizado otros tipos de adhesivos dentinarios, además del

propio adhesivo del sistema OPTEC Bondig System, que son: MYRAG BOND ; Adhesivo dentinario de dos componentes:

A) Condicionador de dentina -esmalte compuesto por ácido nítrico al 2,5% en N-fenil-Glicina.

B) Resina adhesiva derivada del metil-metacrilato. Y el de la casa IVOCLAR, marca SYNTAC ; es un sistema adhesivo a esmalte y dentina para su utilización bajo composites o resinas compuestas. Pertenece al grupo de adhesivos con fuerte adhesión a dentina, debido a un tratamiento previo de la dentina para la realización de: Una reacción química del colágeno del diente con grupos aldehídos, así como una reacción mecánica con el Smear Layer. Esta compuesto de sólo dos componentes A- SYNTAC PRIMER y B-SYNTAC ADHESIVE.

Composición:

-SYNTAC PRIMER.- Consta de dimetacrilatos alifáticos hidrofílicos en una solución ligeramente ácida.

-SYNTAC ADHESIVE.-Contiene una solución hidrofílica de dialdehídos y dimetacrilatos.

-Glutardialdehído

-Dimetacrilatos hidrofílicos.

I.7.-ACONDICIONADORES DE PORCELANA

Ultradent Porcelain Etch tiene dos componentes, uno a base de ácido hidrofúorhídrico, para el grabado de la porcelana y el segundo componente es a base de Silano, para la silanización de la porcelana.

I.8.-MEDIDAS DE FUERZAS DE COMPRESION
MAQUINA DE ENSAYO: Ibertest.500

Esta máquina está proyectada para satisfacer todas las necesidades de ensayo traccionales y compresivas en materiales diversos (plásticos, siliconas, cerámicos, metales, etc.,).

Es capaz de realizar ensayos de: tracción, compresión, flexión, plegado, punzonado, cizallamiento, torsión, mediante el uso de los dispositivos específicos intercambiables. Estos pueden seguir las recomendaciones de normas internacionales como son: UNE, ASTM, DIN, ISO.

Mediante unos traductores de carga, la capacidad de carga máxima es adaptable al tipo de material a ensayar.

Características:

- Precisión en la medida de fuerza mayor de $\pm 0.05\%$
- Precisión en la medida de alargamiento... $\pm 0.25\%$
- Capacidad de carga máxima..... 500 daN
- N° de células de carga..... de 1 a 4
- células de carga Standar..... 500 daN, 200 daN
100 daN, 50 daN
25 daN, 10 daN
10 daN, 2 daN
- Medida de fuerza..... indicador de 4 $\frac{1}{2}$ dígitos
- N° de escalas de fuerza2, 1/1 y 1/10
- Velocidad del travesaño0.3 y 1000 mm /min.
- recorrido máximo del travesaño..... 1000 mm.

I.9.-UTILES DE MEDIDA

Calibre de la casa Dentaurum con una precisión de 0.1mm.

Reloj medidor de precisión de la casa SOMET csn 251811 con una precisión de 0,01mm.

I.10.-PROCESADO DE DATOS

Ordenador pc compatible y sistema SPSS de procesamiento de datos estadísticos.

I.11.- MAQUINA PARA VACIADO DE MODELOS

Maquina de vaciado de modelos de la casa Degussa modelo Multivac-S

I.12.-MAQUINA BIOSTAR

Maquina para procesado de placas Biostar de la casa Scheu-Dental.

I.13.- HORNO DE PORCELANA

El horno de porcelana utilizado es el Pogramat P-50 de la casa IVOCLAR.

I.14.-LAMPARA DE POLIMERILIZACION ALOGENA

La lampara de polimerizacion alojena utilizada es el modelo Translux de la casa Kulzer.

I.15.-ESPATULAS E INSTRUMENTOS DE MANO

El instrumental de mano es Stainless de la casa Maillefer.

II.- METODO

II.1.-TECNICA DE PREPARACION DE MUÑONES

Se ha realizado la preparación de 50 piezas sobre dientes naturales, haciendo un tallado para jacket, con la variante de confeccionar una zona oclusal plana.

La preparación se realizó con instrumentos giratorios de altas revoluciones y fresas de diamante, obteniéndose un hombro todo alrededor de 1 a 1.5 mm., y una convergencia hacia oclusal de 6°. Se realizó la terminación final con fresas de diamante de grano fino, para obtener unas superficies más regulares y finas.

Las piezas así preparadas se guardaron en medio isotónico para su conservación durante todas las pruebas

II.2.- CONFECCION DE CUBETAS

Se realizaron unas tomas de impresiones individuales de cada caso en alginato antes del tallado y su posterior vaciado en yeso piedra, obteniéndose unos troqueles, sobre los cuales se confeccionó, con la máquina BioStar y con planchas de Biocril de 1.5 mm., unas cubetas adaptadas al modelo.

Se llevó a cabo el marcaje numérico tanto de las piezas como de sus troqueles y cubetas.

Estas cubetas se recortaron para un manejo más fácil.

II.3.- TOMA DE IMPRESIONES

Con cada cubeta individual y utilizando el sistema de silicona fluída Expres de la casa 3M, se tomaron las impresiones respectivas de cada pieza tallada. Para lo que se aplicó primero sobre la cubeta el adhesivo del sistema y después la silicona sobre la pieza tallada y sobre la cubeta. Al colocar la cubeta sobre la pieza tallada se observó a través de la cubeta de Biocril transparente que no se aprisionaban burbujas de aire, por lo que se obtuvieron unas buenas impresiones individuales.

II.4.- VACIADO DE IMPRESIONES

Para el vaciado de impresiones se preparó el revestimiento V.H.T. en la proporción polvo /líquido referida en el apartado de MATERIAL , y se utilizó como líquido una proporción líquido/agua de 7/3 para obtener una compensación volumétrica de la porcelana, pues, después de las primeras pruebas con la porcelana OPTEC, obteníamos unas coronas que habían sufrido contracción durante el proceso de cocción y, tras las consultas sobre el tema en diversos laboratorios de prótesis que utilizaban el sistema, llegamos a la conclusión de que ésta era la proporción más apta. Verificamos este hecho desde que comenzamos a utilizar esta proporción, obteniéndose una buena inserción y adaptación de las coronas.

La preparación del revestimiento se hizo previo espatulado a mano. Se colocó en la máquina de vacío y mezcla de revestimientos durante 60 segundos al vacío y a 425 RPM.

El vertido del revestimiento sobre las cubetas se realizó con vibración mecánica y aposición con espátula pequeña del revestimiento en las impresiones, dejándose una superficie exterior suficiente como para poder extraerlo después. Se dejó reposar y fraguar durante 30 minutos. En aquellos casos en que se observó que podía fracturar el revestimiento, al extraerlo de la cubeta, se seccionó ésta para evitar la posible fractura.

II.4.- DESGASEADO DEL REVESTIMIENTO

Los modelos en revestimiento fueron marcados con lápiz tinta para revestimiento de la casa Whip Mix, así como su contorneado marginal, para una mejor visión posterior durante la cocción de la cerámica. Se mantuvieron en agua

destilada durante 40 minutos para su hidratación y se pusieron en horno de precalentamiento para su desgasificación a 650°C., durante 20 minutos, y posteriormente en horno de porcelana con vacío continuo y con aumento de temperatura de 55°C/minuto llegando a 1050°C.. Después de mantenerlos durante 2 minutos a esta temperatura, se realizó un enfriamiento progresivo a temperatura ambiente.

II.5.-CONFECCION DE LA CORONA JACKET

Para la confección de las coronas Jacket se utilizó la cerámica descrita en el apartado de MATERIAL, y seguimos la técnica de aposición por capas, condensación y cocción en el horno de cerámica.

A continuación se describe la técnica utilizada:

- Primero se hizo un empapado en agua destilada durante cinco minutos de los modelos refractarios desgasificados.

- Se hizo una mezcla diluída de Porcelana Body OPTEC H.S.P. y se aplicó una capa delgada de esta lechada de cerámica sobre los modelos refractarios, usando una brocha, se vibró en un Vibra II. Esta capa sellara, después de la cocción del molde y los márgenes de la preparación.

- Se secaron las restauraciones frente al muffle durante unos 8 minutos aproximadamente.

- Se insertaron en el horno a 538°C. y se llevó la cocción a 930°C. con vacío y con una velocidad de 55°C./minuto; se mantuvo durante un minuto sin vacío y se dio un tiempo de enfriamiento de 2 minutos.

- Una vez se abrió el horno de cerámica, se dejó enfriar sobre la mesa de trabajo, más tarde se volvió a enmascarar en agua destilada durante cinco minutos.

- Se realizó una mezcla homogénea y cremosa de cerámica, adicionando capas sobre el modelo con un pincel

y vibrando para condensar la cerámica. Se realizó una nueva cocción aumentando la temperatura final en diez grados.

- Normalmente se realizaron entre dos y tres cocciones para obtener la corona.

- Una vez obtenida la corona se pasó al repasado y terminado con micromotor y fresas de diamante para cerámica, dejando la zona oclusal plana para un mejor asiento del punzón de la máquina Ibertest.

- Una vez realizado esto, se pasó al glaseado de la cerámica con polvo de glasear Optec HSP y medio de glasear, mezclándose ambos intensamente, pues es bastante viscoso, se le da una capa con esta mezcla a la corona y se introduce en el horno a 910 °C. sin vacío.

- Se realizó la retirada de revestimiento de las coronas con fresas de carburo y chorro abrasivo con perlas de óxido de aluminio a una presión máxima de 4 a 6 Kgf.

II.6.- CEMENTADO

El cementado se realizó siguiendo las especificaciones del fabricante en cada caso.

Se realizaron cinco grupos:

- Uno de ellos con cemento FORTEX

- Otro con PANVIA EX, en este caso se realizó el grabado de la cerámica con ácido Fluorhídrico durante 40 segundos, posterior lavado y secado, así como silanización del interior de la corona. Pero no se realizó ningún tipo de acondicionamiento de la pieza dentaria antes del cementado.

-Otros tres grupos se cementaron con la misma resina compuesta, la resina compuesta de doble curado del Bonding System de OPTEC, pero para cada uno de los grupos se realizó un tratamiento del muñón con sistemas adhesivos

distintos, utilizándose el SYNTAC en un grupo, el MIRAG-BOND en otro grupo y el propio sistema de acondicionador de la dentina del sistema BONDING SYSTEM DE OPTEC.

- En estos tres grupos, al igual que en el grupo cementado con PANAVIA EX, se realizó el tratamiento de la cerámica anteriormente descrito.

- Las piezas una vez cementadas se mantuvieron en medio isotónico para evitar su deshidratación hasta la realización de las pruebas con la máquina Ibertest.

II.7.- TEST DE RESISTENCIA A LA COMPRESION

De la forma descrita anteriormente se hicieron cinco grupos que se numeraron y son:

- Grupo 1, cementado con FORTEX números 01 al 10
- Grupo 2, Trat. con MIRAG-BOND números 11 al 20
- Grupo 3, Trat. con SYNTAC números 21 al 30
- Grupo 4, Trat. con PANAVIA EX números 31 al 40
- Grupo 5, Trat. con OPTEC números 41 al 50

Cada pieza fue sometida a presión en la máquina IBERTEST 500, tomándose la medición en el punto de ruptura así como el desplazamiento sufrido.

Con los resultados así obtenidos se confeccionaron unas tablas y se procesaron estadísticamente.

II.8.- TRATAMIENTO ESTADISTICO

Los resultados se expresan como valores medios $(\bar{x}) \pm$ el error estandar de la media $(\pm EEM)$. Para la comparación de las variables de los cinco grupos

experimentales se ha realizado un análisis de la varianza (Procedimiento ONEWAY, SPSS/PC) aplicando para la comparación de la media el test de DUNCAN. Para conocer la influencia de el grosor y el tipo de material o bien de la existencia de interrelaciones entre ambas variables, se ha realizado un análisis de la varianza de dos vías (Procedimiento ANOVA SPSS/PC). Para correlacionar las distintas variables se ha realizado un análisis de regresión lineal (Procedimiento PLOT,FORMAT=REGRESION SPSS/PC).

Todos los valores se han considerado significativos para valores de $P < 0.05$.

RESULTADOS

Los resultados que hemos obtenido en nuestro estudio los dividimos en tres grandes apartados:

El primer grupo de resultados hacen referencia a las condiciones generales en las que se produjo la ruptura. Se analiza la distribución de los datos para la aplicación de diferente tratamiento estadístico, su media y desviación standar. En este grupo de datos valoramos el grosor de la porcelana, el área de la corona y la superficie superior del muñon en cada caso (Figuras 1-6).

Un segundo grupo de resultados refleja el efecto que produjo en las coronas la aplicación de una fuerza en las condiciones mencionadas en cada caso. En este grupo analizamos las fuerzas ejercidas hasta el momento de ruptura y las tensiones soportadas por las coronas provocando efectos de cizallamiento, compresión y desplazamiento de la corona. La distribución de los datos totales se refleja en las Tablas nº I a V y en las Figuras 7-14.

En el tercer apartado estudiamos la posible variación del comportamiento de las coronas ante la presión dependiendo del material cementante utilizado. La presencia de relación significativa o no entre el tipo de cementante y la tensión mínima necesaria para la ruptura coronal. La relación entre el desplazamiento de la corona, referida por el émbolo y el cemento utilizado y por último la existencia de correlación entre desplazamiento y tensión necesaria para romper la porcelana (Figuras 15 - 34).

GRUPO I: CONDICIONES EN LAS QUE SE PRODUCE LA RUPTURA

Se obtuvieron gruesos diferentes en las porcelanas de las coronas. Los valores medios fueron de 1.5396 ± 0.3376 mm. Todos los datos estaban comprendidos en el intervalo [0.65 - 2.19 mm] La distribución de los valores resultó ser normal ($p=0.793$). La Figura 1 refleja los milímetros de grosor en cada caso estudiados. En ella se describe en el eje de abscisas el caso testado y en el de ordenadas los milímetros de grosor. La Figura 2 muestra la distribución de los casos encuestados dependiendo del grosor final de la porcelana agrupados en intervalos.

GROSOR DE LA PORCELANA

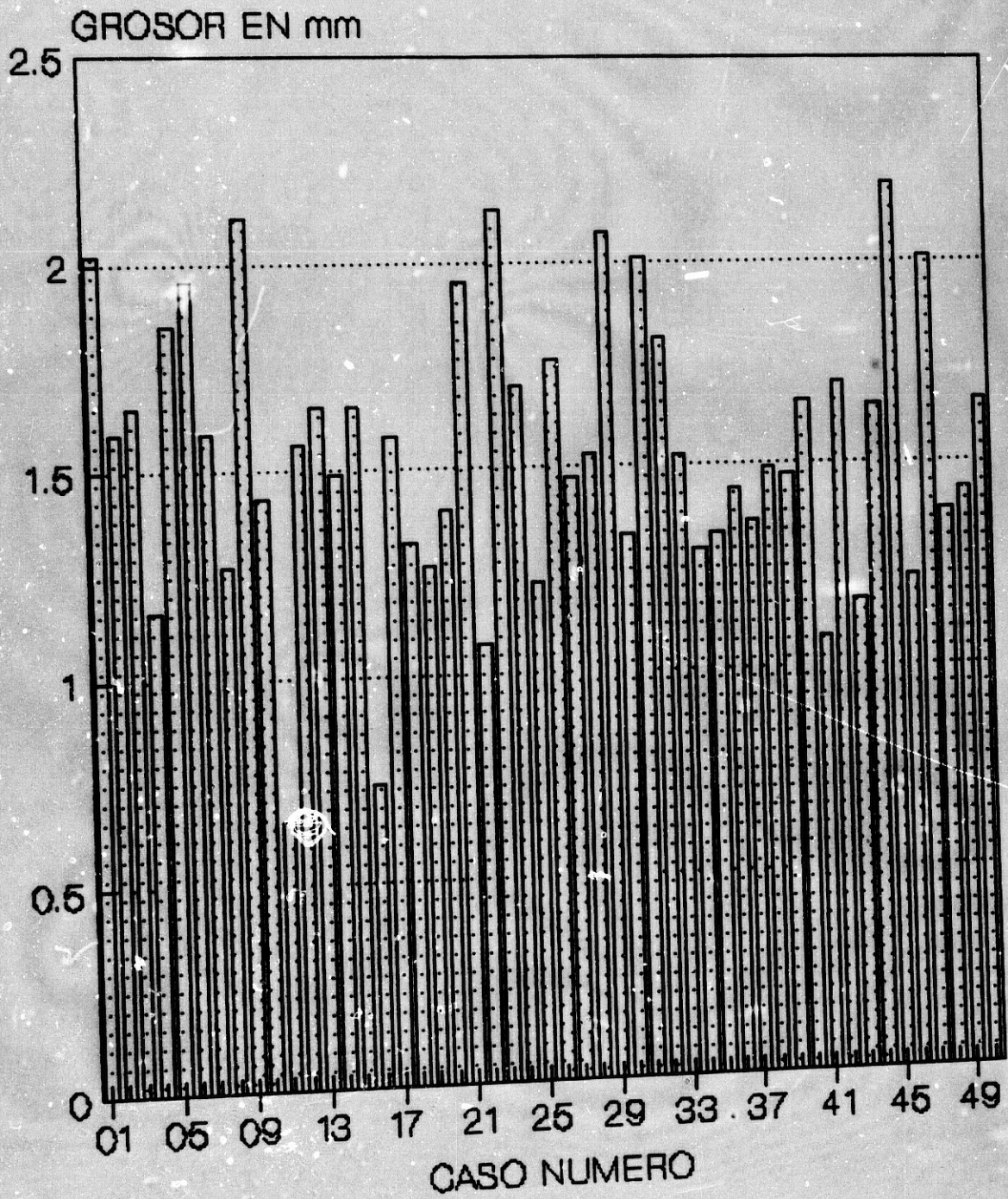
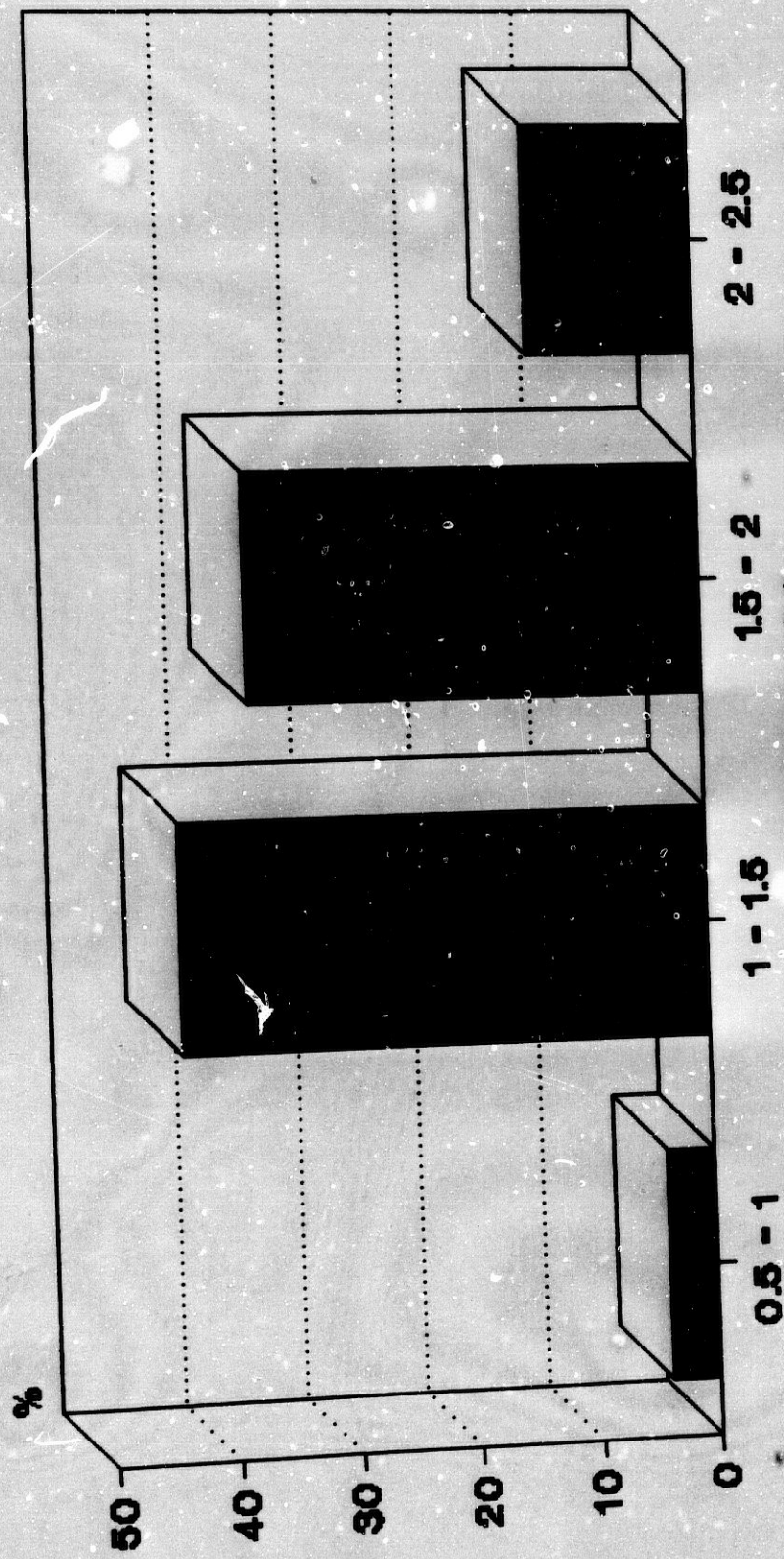


FIGURA 1

**DISTRIBUCION DE LAS CORONAS
DEPENDIENDO DEL GROSOR**



**INTERVALOS
FIGURA 2**

El area de la superficie oclusal de las coronas oscilaba entre 0.02405 y 0.14615 cm². El area de los muñones entre 0.01495 y 0.10540 cm². En ambos casos la totalidad de los valores seguian una distribución normal ($p > 0.5$) con una media de $0.0686266 + 0.0200660$ (sd) y de $0.0441668 + 0.0170789$ (sd) para las areas de las coronas y muñones respectivamente (Figura 3 y 4). Las Figuras 5 y 6 hacen referencia a la distribución de los casos realizados dependiendo del area de la superficie superior de la corona y de la superficie del muñon.

AREA SUPERIOR DE LA CORONA

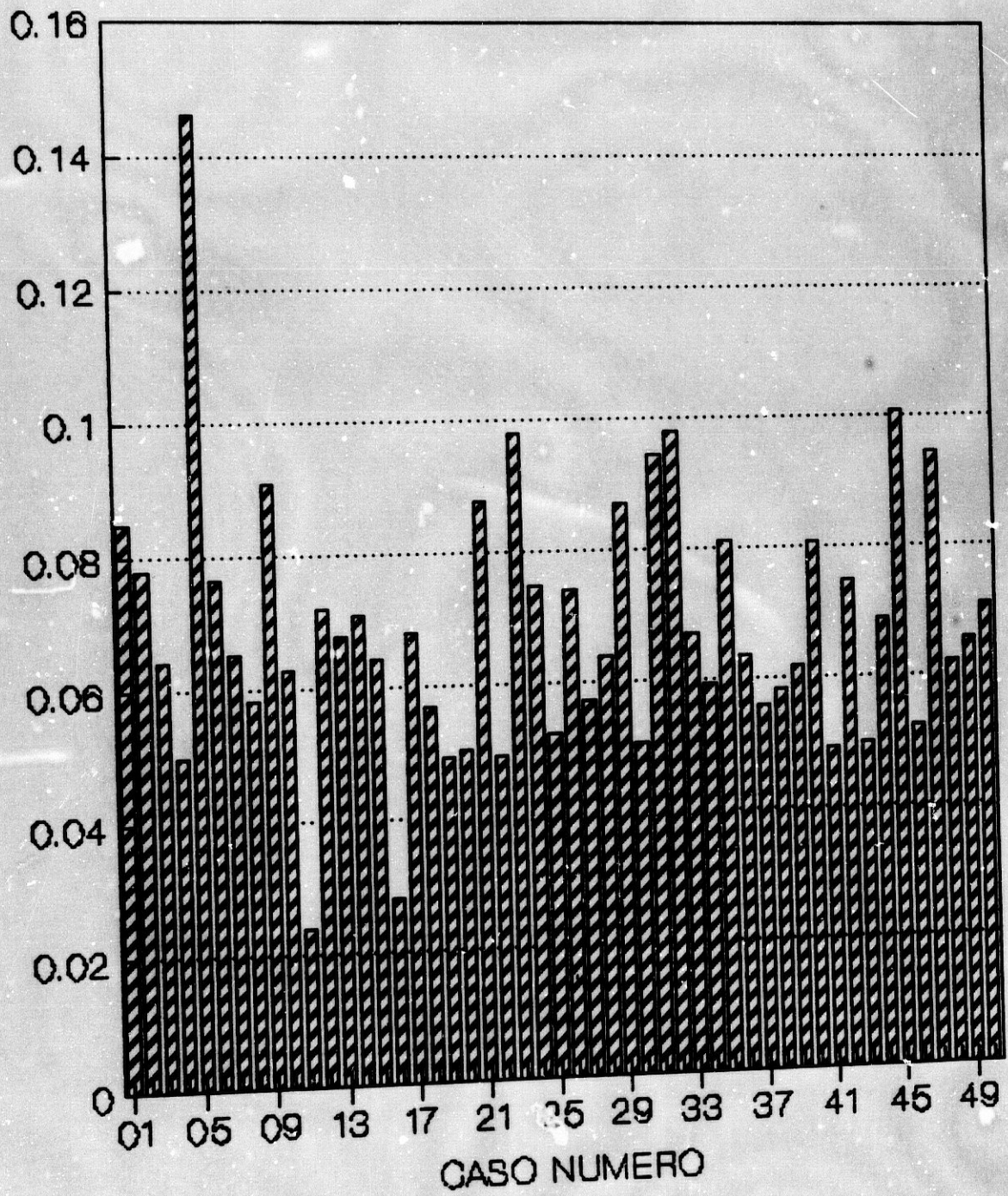


FIGURA 3

AREA SUPERIOR DEL MUÑON

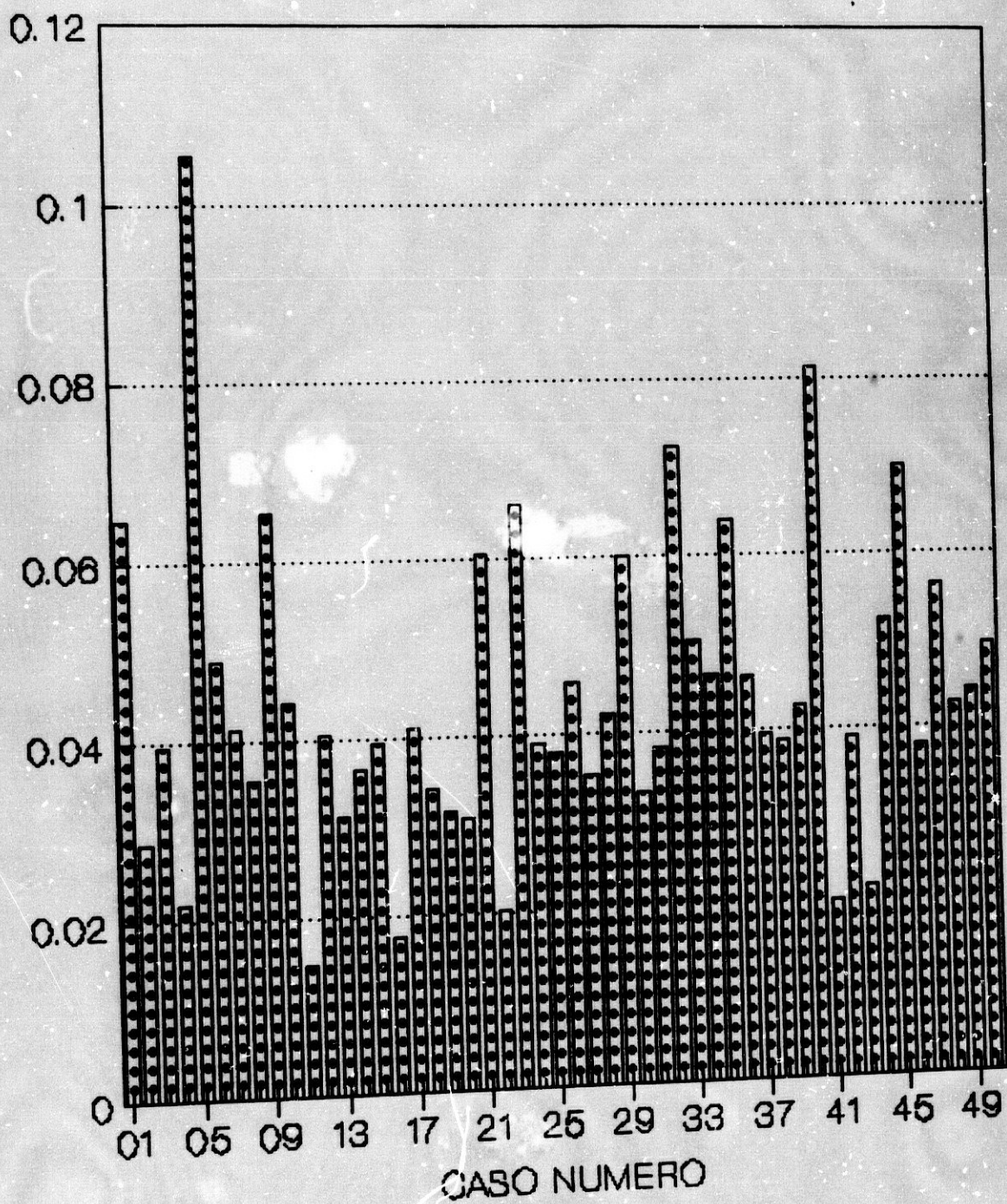
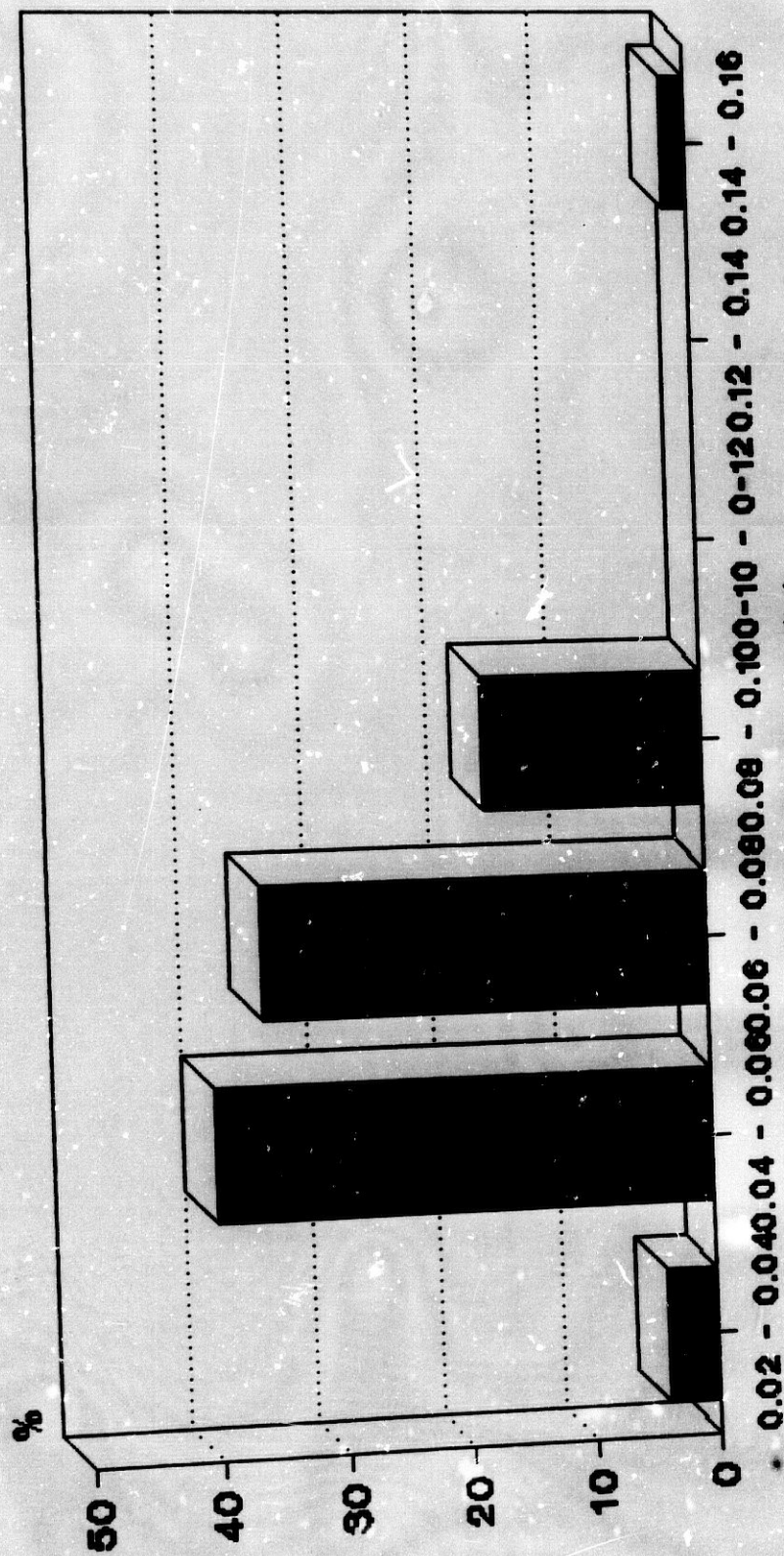


FIGURA 4

DISTRIBUCION DE LAS CORONAS DEPENDIENDO DE SU AREA



INTERVALOS

FIGURA 5

DISTRIBUCION DE LOS MUÑONES DEPENDIENDO DE SU AREA

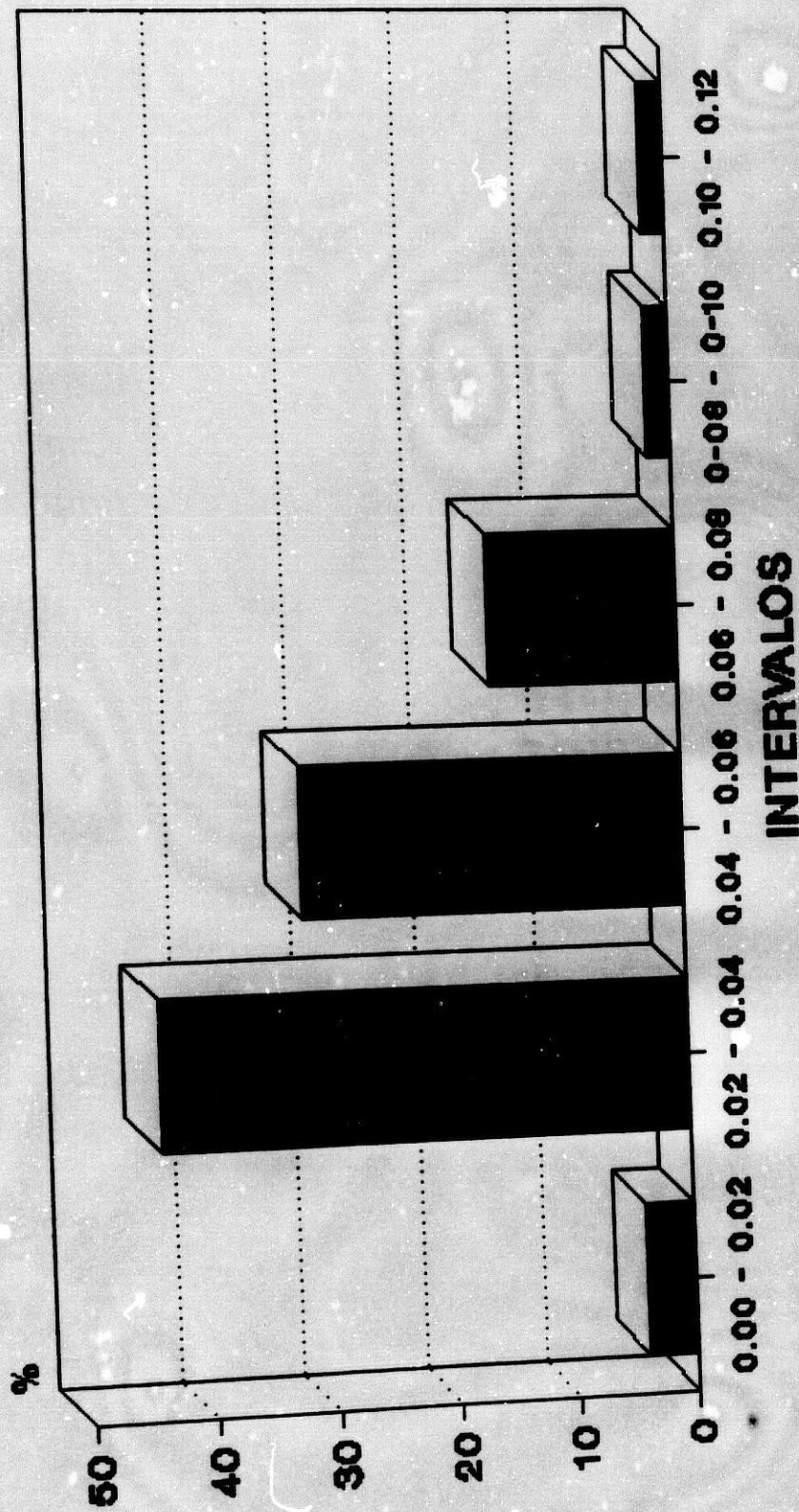


FIGURA 6

GRUPO II : EFECTOS OBTENIDOS EN LAS CORONAS EN EL MOMENTO DE LA FRACTURA COMO CONSECUENCIA DE LA APLICACION DE LA FUERZA.

En las tablas I a V reflejamos los valores obtenidos en cada una de las variables estudiadas: Fuerza ejercida por el émbolo (TENS), grosor de la porcelana (GRO), área superior de la corona (Area1), área superior del muñón (Area2), desplazamiento obtenido en la corona por efecto de la presión (DSP). Los diámetros de las áreas de la corona (DIA1) y del muñón (DIA2).

FORTEX

CASO	MAT	TENS	GRO	AREA1	AREA2	DSP	DIA1	DIA2
1	1	122.3	2.02	.08484	.06464	1.4	4.20	3.20
2	1	60.9	1.59	.07791	.02862	.9	4.90	1.80
3	1	40.9	1.65	.06435	.03960	1.0	3.90	2.40
4	1	42.2	1.16	.04988	.02204	1.2	4.30	1.90
5	1	68.0	1.85	.14615	.10540	1.3	7.90	5.70
6	1	81.0	1.96	.07644	.04900	1.3	3.90	2.50
7	1	51.2	1.59	.06519	.04134	.8	4.10	2.60
8	1	49.6	1.27	.05842	.03556	1.3	4.60	2.80
9	1	88.9	2.11	.09073	.06541	1.1	4.30	3.10
10	1	67.6	1.43	.06292	.04433	1.3	4.40	3.10

TABLA I

MIRAG-BOND

CASO	MAT	TENS	GRO	AREA1	AREA2	DSP	DIA1	DIA2
11	2	27.1	.65	.02405	.01495	.6	3.70	2.30
12	2	94.7	1.56	.07176	.04056	.8	4.60	2.60
13	2	63.6	1.65	.06765	.03135	1.0	4.10	1.90
14	2	80.3	1.49	.07077	.03650	.9	4.75	2.45
15	2	61.4	1.65	.06435	.03960	.8	3.90	2.40
16	2	36.5	.74	.02812	.01776	.4	3.80	2.40
17	2	101.2	1.58	.06794	.04108	.3	4.30	2.60
18	2	79.8	1.32	.05676	.03432	.2	4.30	2.60
19	2	78.6	1.26	.04914	.03150	.5	3.90	2.50
20	2	63.4	1.40	.05040	.03080	.9	3.60	2.20

TABLA II

SINTAX

CASO	MAT	TENS	GRO	AREA1	AREA2	DSP	DIA1	DIA2
21	3	100.2	1.95	.08775	.06045	.6	4.50	3.10
22	3	53.0	1.07	.04922	.02033	.8	4.60	1.90
23	3	138.1	2.13	.09798	.06603	.7	4.60	3.10
24	3	68.2	1.70	.07480	.03910	.5	4.40	2.30
25	3	54.1	1.22	.05246	.03782	.2	4.30	3.10
26	3	78.1	1.76	.07392	.04576	.8	4.20	2.60
27	3	72.1	1.47	.05733	.03528	1.1	3.90	2.40
28	3	96.4	1.53	.06396	.04212	1.0	4.18	2.75
29	3	146.5	2.07	.08694	.06003	.6	4.20	2.90
30	3	62.9	1.33	.05054	.03325	.8	3.80	2.50

TABLA III

PANAVIA

CASO	MAT	TENS	GRO	AREA1	AREA2	DSP	DIA1	DIA2
31	4	49.1	2.01	.09447	.03819	1.3	4.70	1.90
32	4	109.9	1.81	.09774	.07240	1.1	5.40	4.00
33	4	96.0	1.52	.06688	.05016	1.2	4.40	3.30
34	4	70.6	1.29	.05934	.04644	1.0	4.60	3.60
35	4	86.7	1.33	.08113	.06384	.8	6.10	4.80
36	4	78.6	1.44	.06336	.04608	1.1	4.40	3.20
37	4	56.4	1.36	.05576	.03944	.9	4.10	2.90
38	4	49.8	1.49	.05811	.03874	.8	3.90	2.60
39	4	60.6	1.47	.06174	.04263	1.0	4.20	2.90
40	4	87.6	1.65	.08085	.08115	1.1	4.9	4.92

TABLA IV

OPTEC

CASO	MAT	TENS	GRO	AREA1	AREA2	DSP	DIA1	DIA2
41	5	52.1	1.07	.04922	.02033	.8	4.60	1.90
42	5	84.1	1.70	.07480	.03910	1.1	4.40	2.30
43	5	55.4	1.16	.04988	.02204	.8	4.30	1.90
44	5	69.0	1.64	.06888	.05248	1.2	4.20	3.20
45	5	144.0	2.19	.10074	.07008	1.4	4.60	3.20
46	5	68.2	1.22	.05246	.03782	.9	4.30	3.10
47	5	118.0	2.01	.09447	.05628	1.5	4.70	2.80
48	5	86.7	1.38	.06210	.04278	1.0	4.50	3.10
49	5	84.9	1.43	.06578	.04433	1.1	4.60	3.10
50	5	108.5	1.65	.07095	.04950	1.2	4.30	3.00

TABLA V

Los valores de las fuerzas máximas aplicadas antes de la fractura de la porcelana mostraron una distribución normal ($p=0.755$), estando comprendidas en el intervalo [146.5 - 27.1 kgr] con una media y desviación standar de $76.9 + 26.958$ kgr. La Figura 7 muestra la fuerzas aplicada el el momento de la fractura coronal en los 50 casos testados. El eje de abscisas indica cada caso y el de ordenadas la fuerza aplicada. El la Figura 8 se indica el porcentaje de casos en los que la fuerza aplicada estaba comprendida en cada intervalo.

FUERZAS APLICADAS

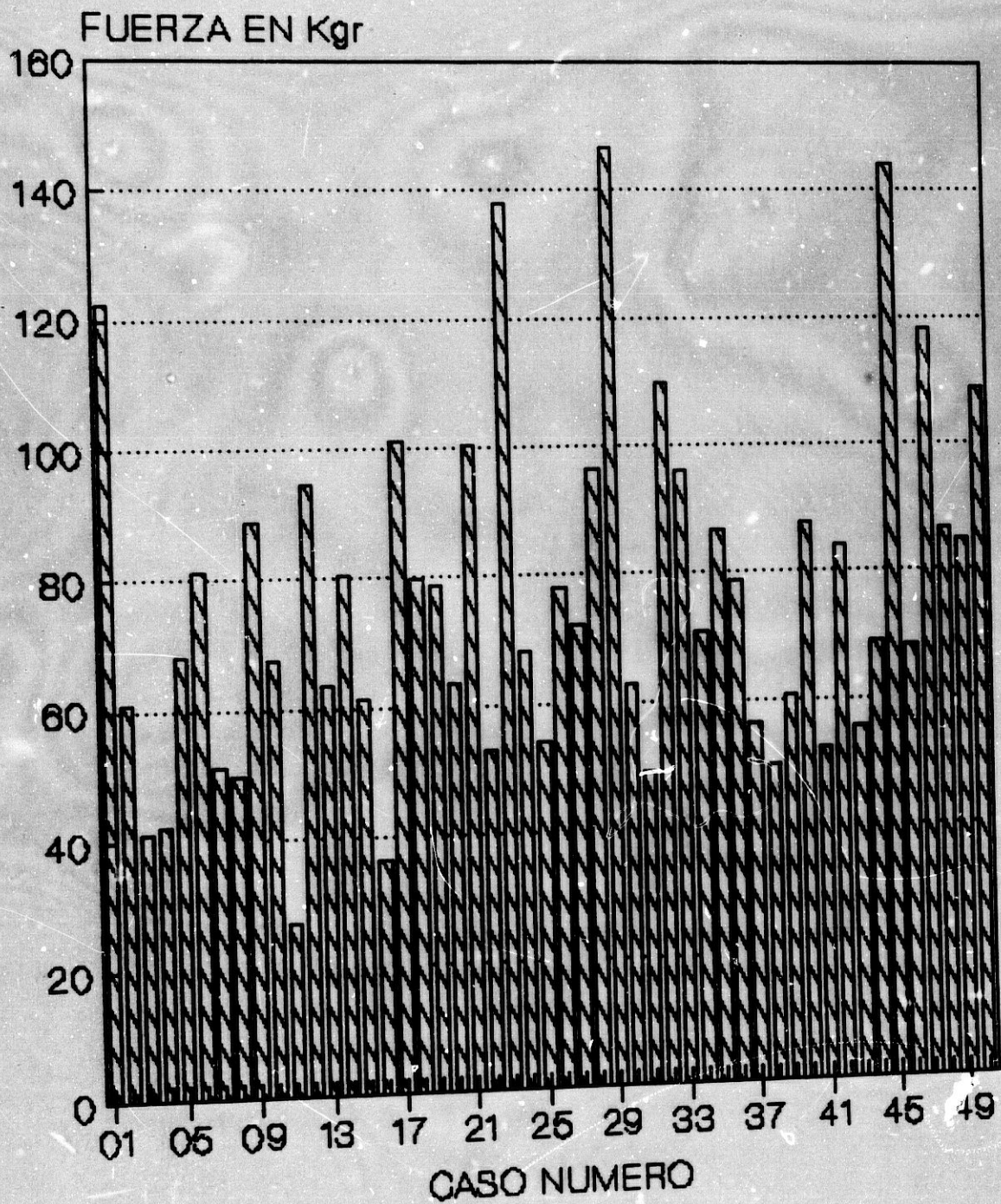


FIGURA 7

**DISTRIBUCION DE LOS CASOS
DEPENDIENDO DE LAS FUERZAS APLI.**

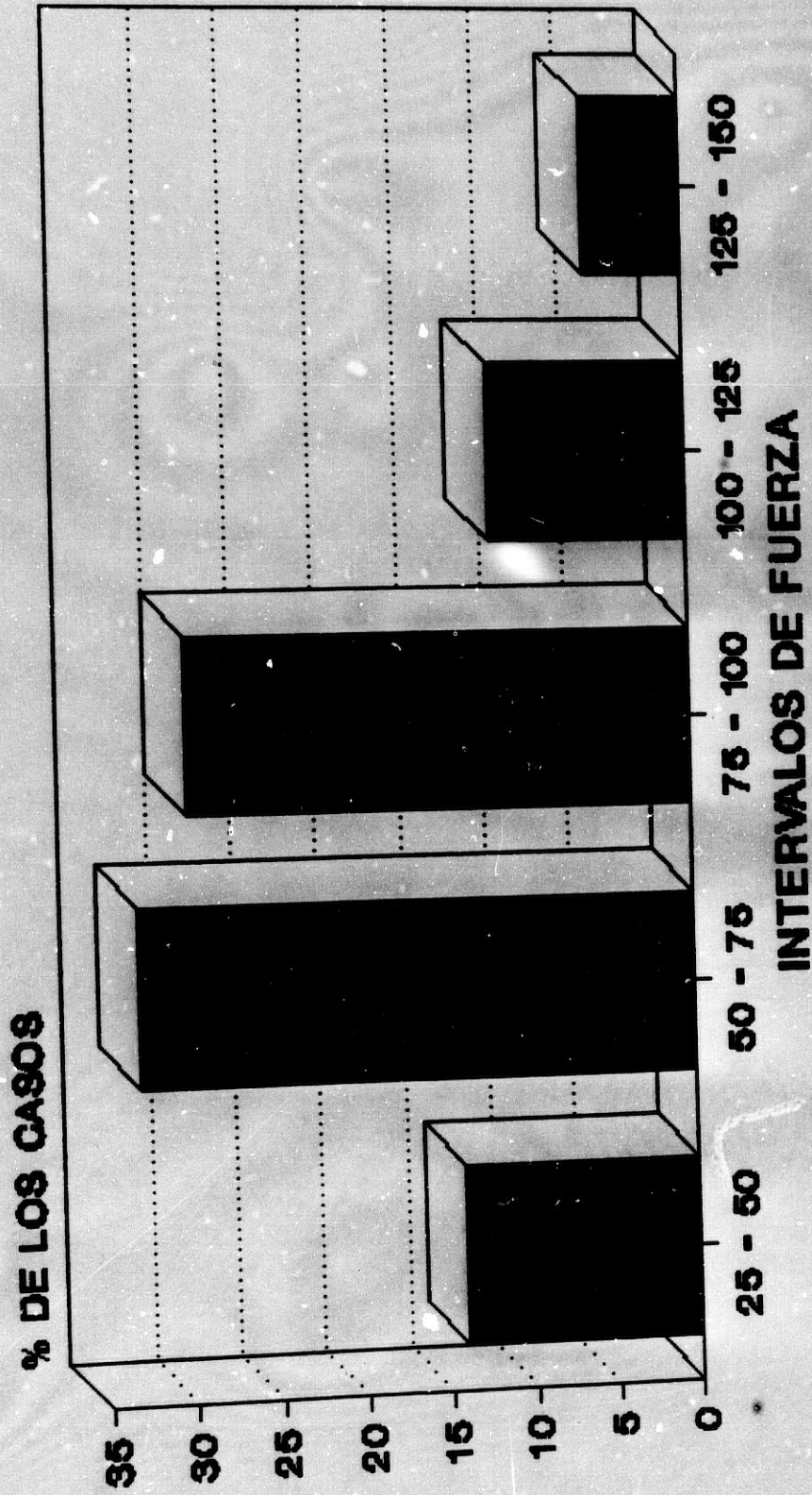


FIGURA 8

Se estudió el grado de desplazamiento que se producía en la corona causada por la fuerza máxima antes de fracturarse esta. El recorrido obtenido en el punzón se debía principalmente a la compresión sufrida por el material de cementación y al grado de inflexión máxima de la porcelana. Los valores obtenidos están comprendidos en el intervalo [0.02 - 0.15 mm] con una media + sd de 0.0918 + 0.0308 mm. En la Figura 9 se muestran los datos obtenidos en los casos testados y la distribución de los desplazamientos agrupados en intervalos se muestra en la Figura 10.

DESPLAZAMIENTO DE LA CORONA

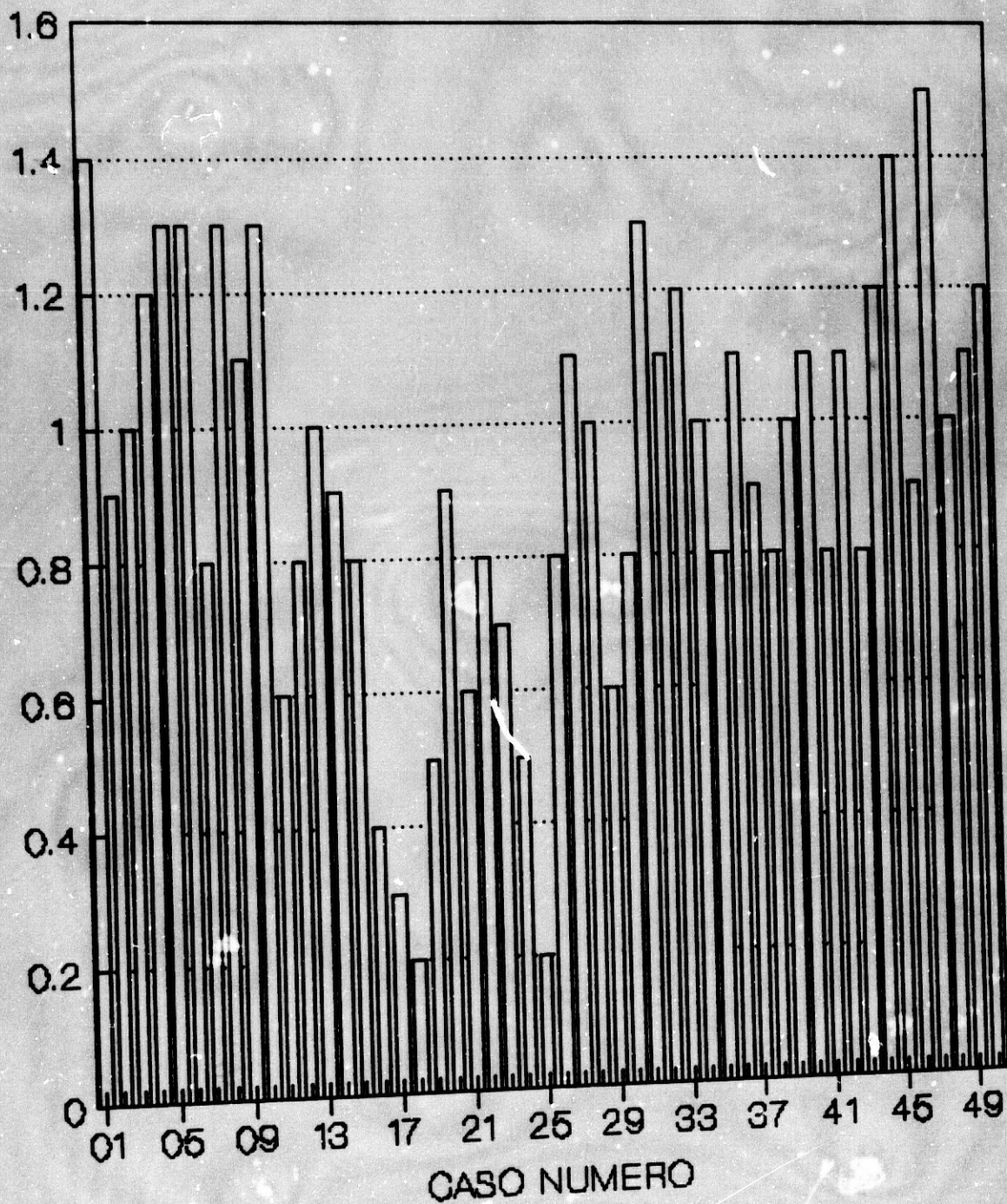


FIGURA 9

**DISTRIBUCION DE LOS CASOS
SEGUN FUERZAS APLICADAS**

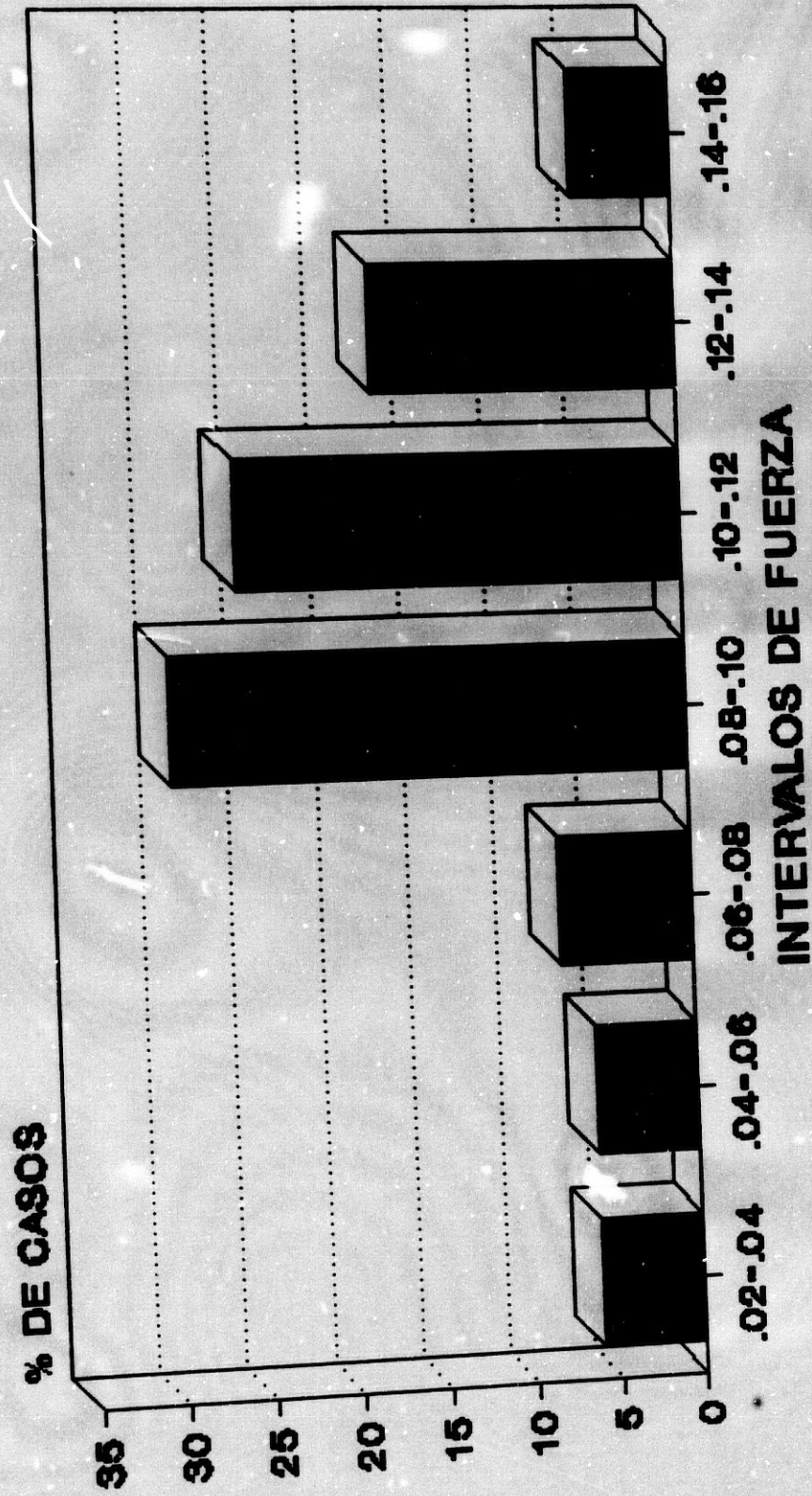
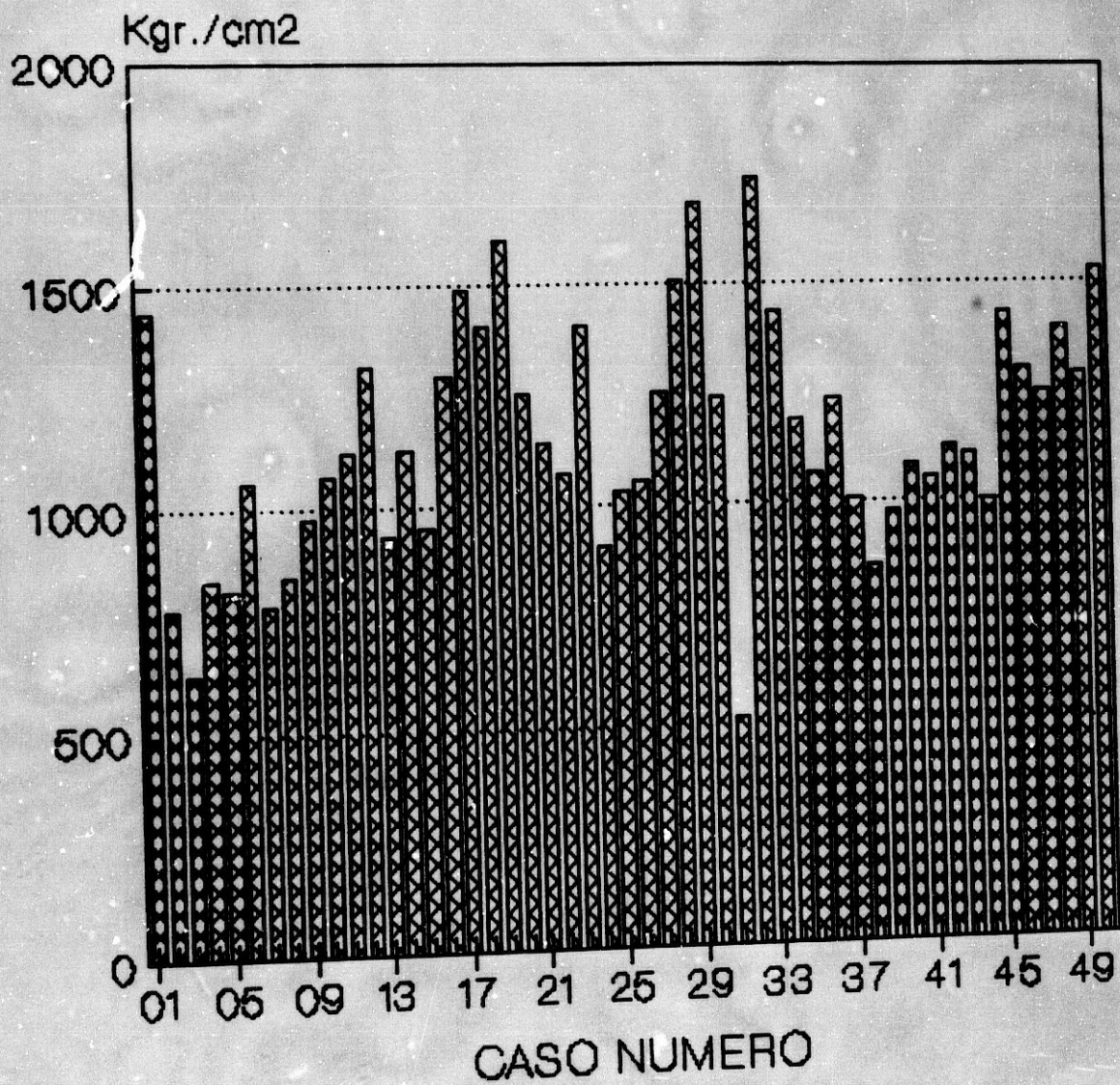


FIGURA 10

En la corona se desarrollaban presiones dependientes del area del émbolo que ejercia la fuerza y de la fuerza en sí misma. De igual modo la tensión a la que se sometía la corona se valoró en función del area que soportaba fuerzas de cizallamiento y compresión y los valores maximos de estas antes de la fractura. En la Figura 11 se indican los valores maximos de tensión ocasionados en las coronas motivo de su fractura referidos al area superior de la corona que recibia la fuerza. Dichos valores estan comprendidos en el intervalo [519.7417 - 1685.0702] con una media y desviación standar de $1135.3754 + 264.1136$. La distribución de los valores (Normal, $p = 0.966$) de tensión agrupados los casos según esta se muestra en la Figura 12.

TENSIONES OBTENIDAS SEGUN EL AREA OCLUSAL DE LA CORONA



▣ (TAREA1)

FIGURA 11

**DISTRIBUCION DE LOS CASOS
SEGUN TAREA1**

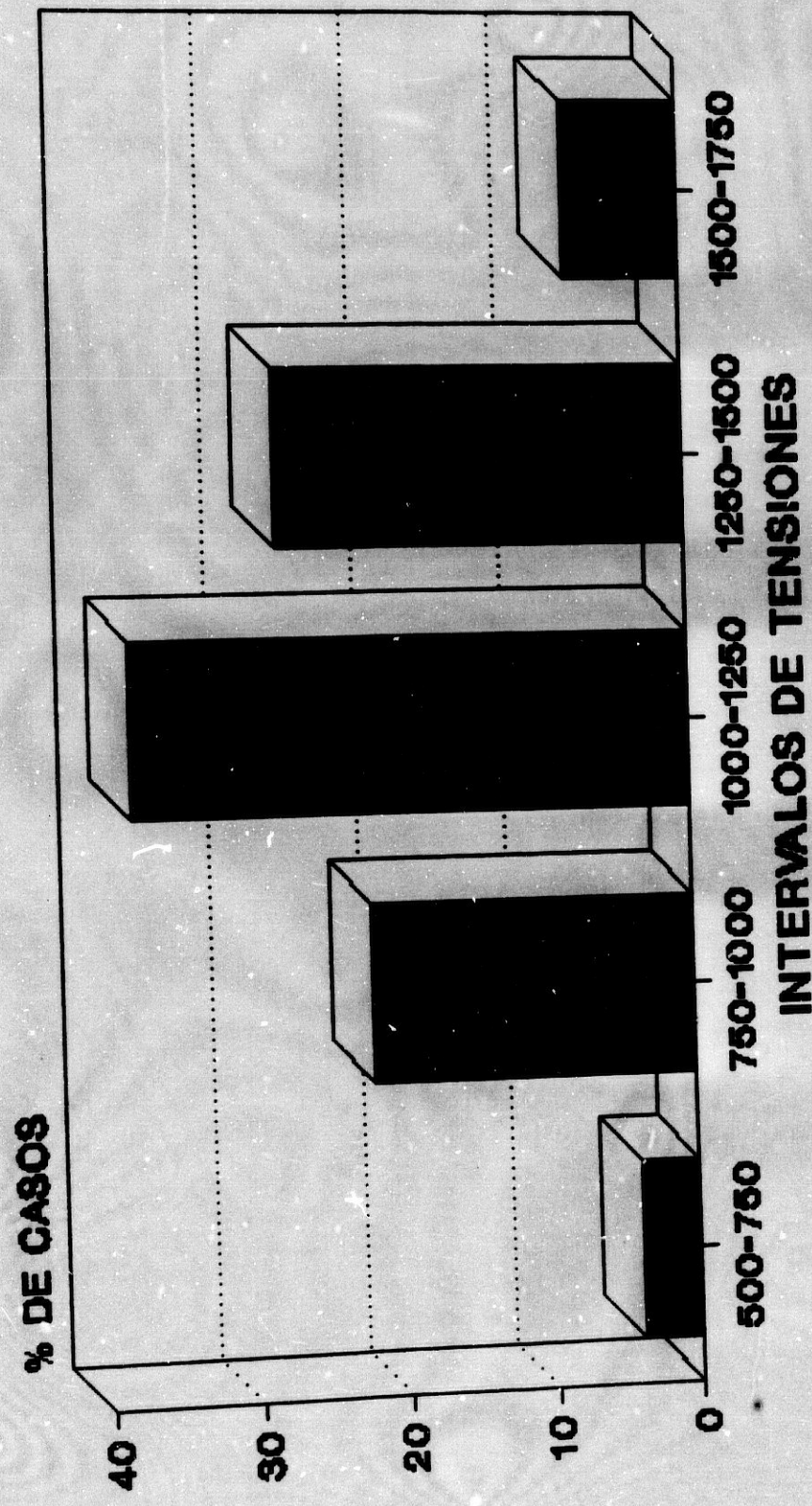


FIGURA 12

Cuando se tiene en cuenta sólo aquella porción de superficie de la corona que coincide con el area superior del muñon, hacemos referencia tensiones que generan un efecto de cizallamiento preferentemente. Estas tensiones se reflejan en la Figura 13.

La distribución de sus valores es normal($p = 0.756$) con un valor mínimo y máximo de 1032.8282 y 2606.9847 Kgr./cm². La media y desviación standar fue de 1823.1571 + 447.9754. En la Figura 14 se expone la distribución de los casos segun tensiones.

TENSIONES OBTENIDAS SEGUN EL AREA OCLUSAL DEL MUÑON

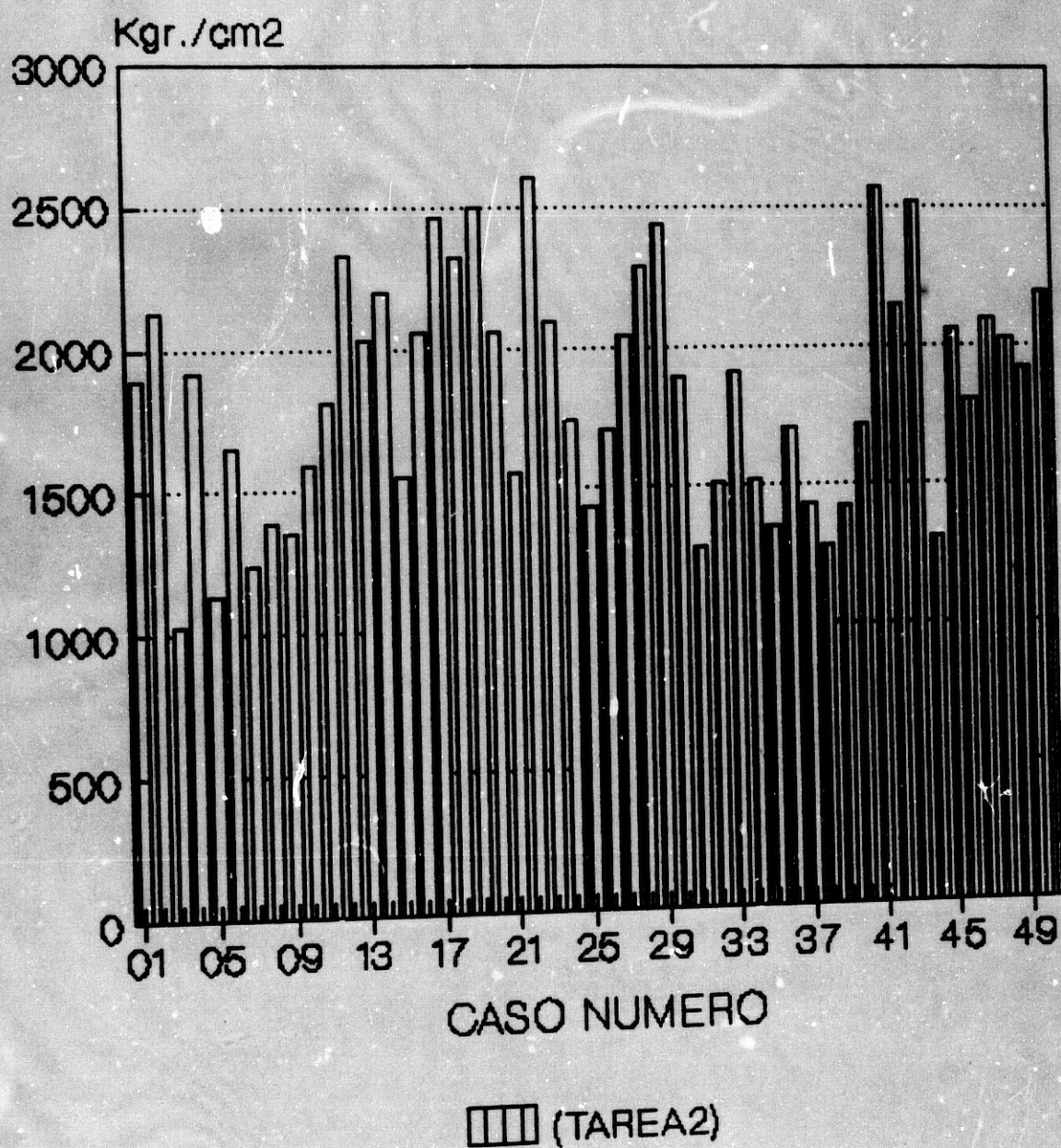
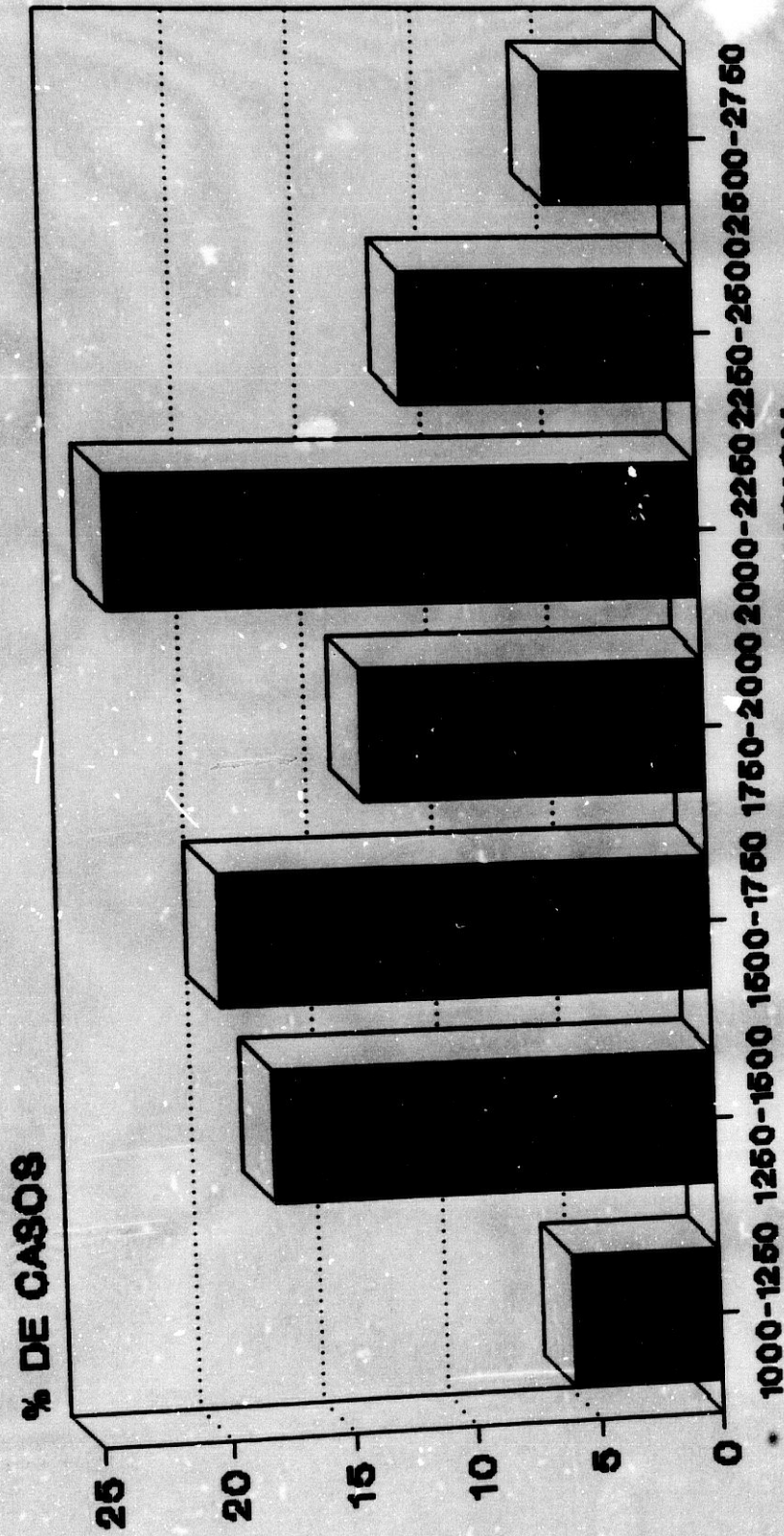


FIGURA 13

**DISTRIBUCION DE LOS CASOS
DEPENDIENDO DE TAREA 2**



INTERVALOS DE TENSION

FIGURA 14

**GRUPO III DE RESULTADOS: RELACIONES EXISTENTES ENTRE LAS
VARIABLES TESTADAS**

Se comparan las fuerzas necesarias para la fragmentación de las coronas distribuidas según la sustancia cementante. Las medias y los errores standar de la media de las fuerzas aplicadas en cada grupo se indican en la Figura 15. La comparación de medias por el test de DUNCAN resolvió la presencia de diferencias significativas entre los grupos.

MEDIA Y SD DE LAS FUERZAS EN LOS DIFERENTES CEMENTANTES

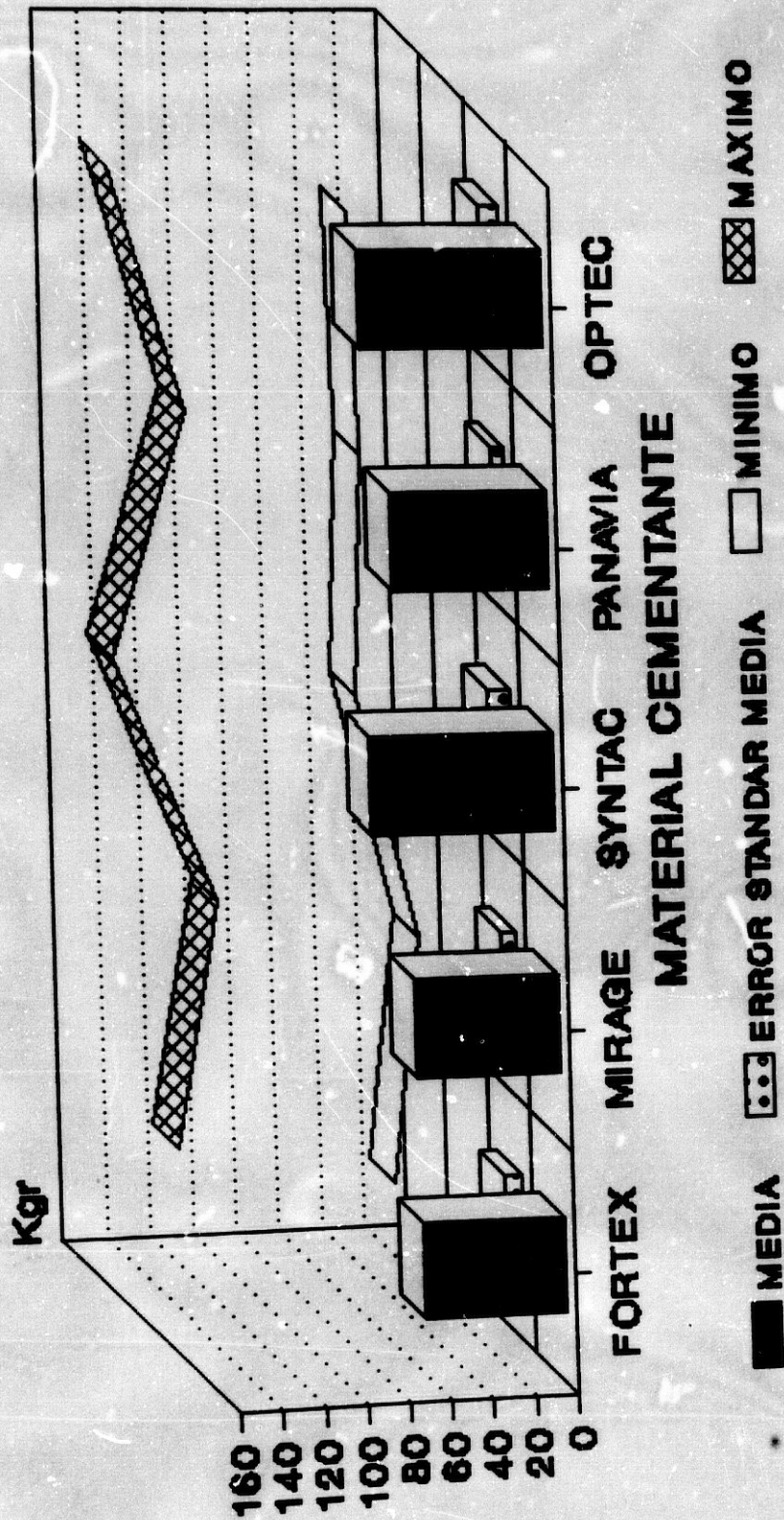


FIGURA 16

La tensión referida al área de la corona (T. areal) se agrupan dependiendo del material cementante utilizado (Figura 16). En ella se expresan las medias obtenidas y el error standar de la media. El analisis estadístico determinó la presencia de diferencias entre las medias de las tensiones necesarias para fracturar las coronas cementadas con MIRAGE-BOND, SYNTAC y OPTEC respecto al FORTEX.

MEDIA Y SD DE LAS TENSION 1 EN LOS DIFERENTES CEMENTANTES

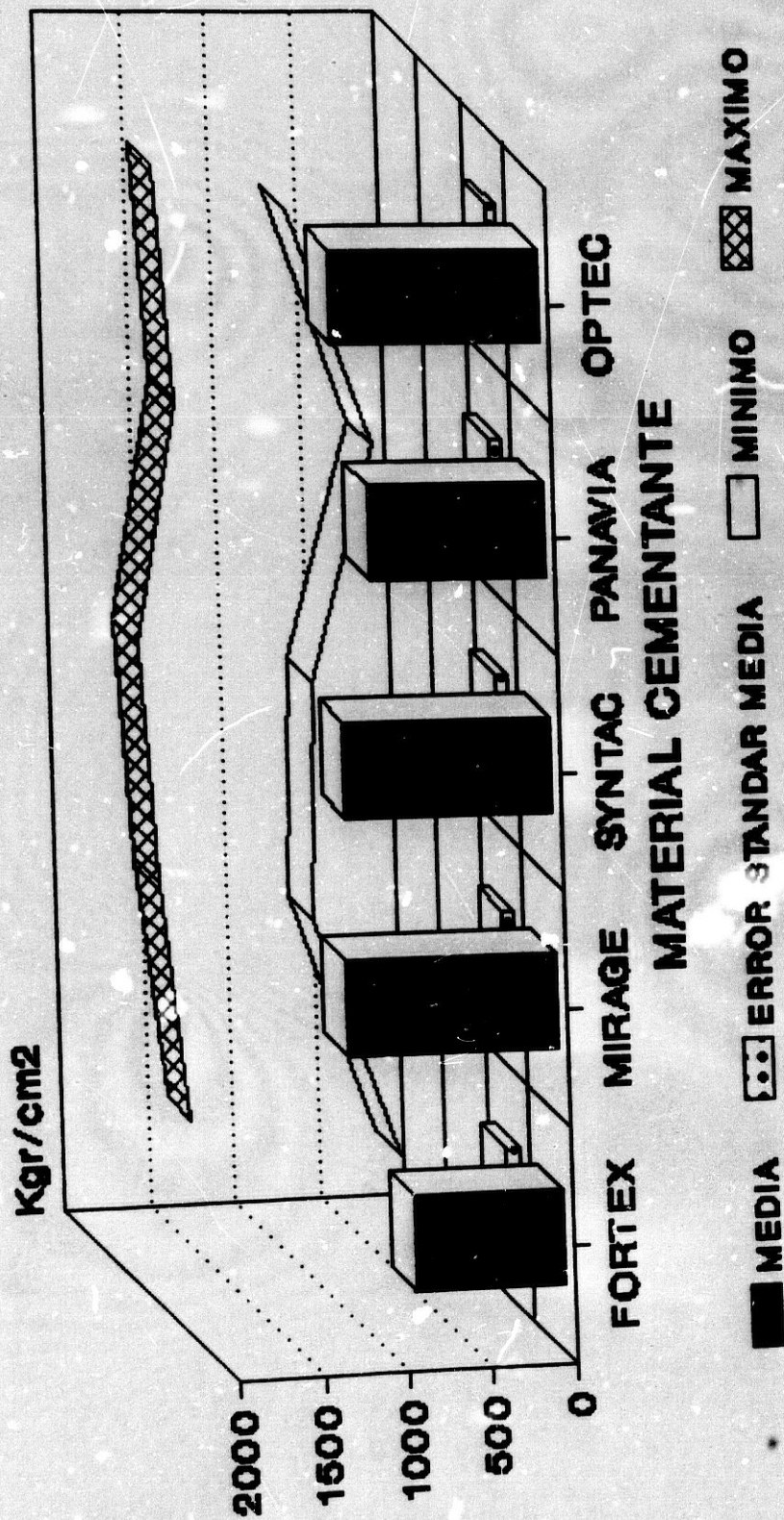


FIGURA 16

La Figura 17 muestra las medias de las tensiones ejercidas sobre la corona referidas al area del muñon (T. area2). Este efecto se relaciona con la sustancia cementante. La comparación de medias resultó ser significativa entre los grupos MIRAGE-BOND, SYNTAC y OPTEC con respecto al PANA VIA y FORTEX

MEDIA Y SD DE LAS TENSION 2 EN LOS DIFERENTES CEMENTANTES

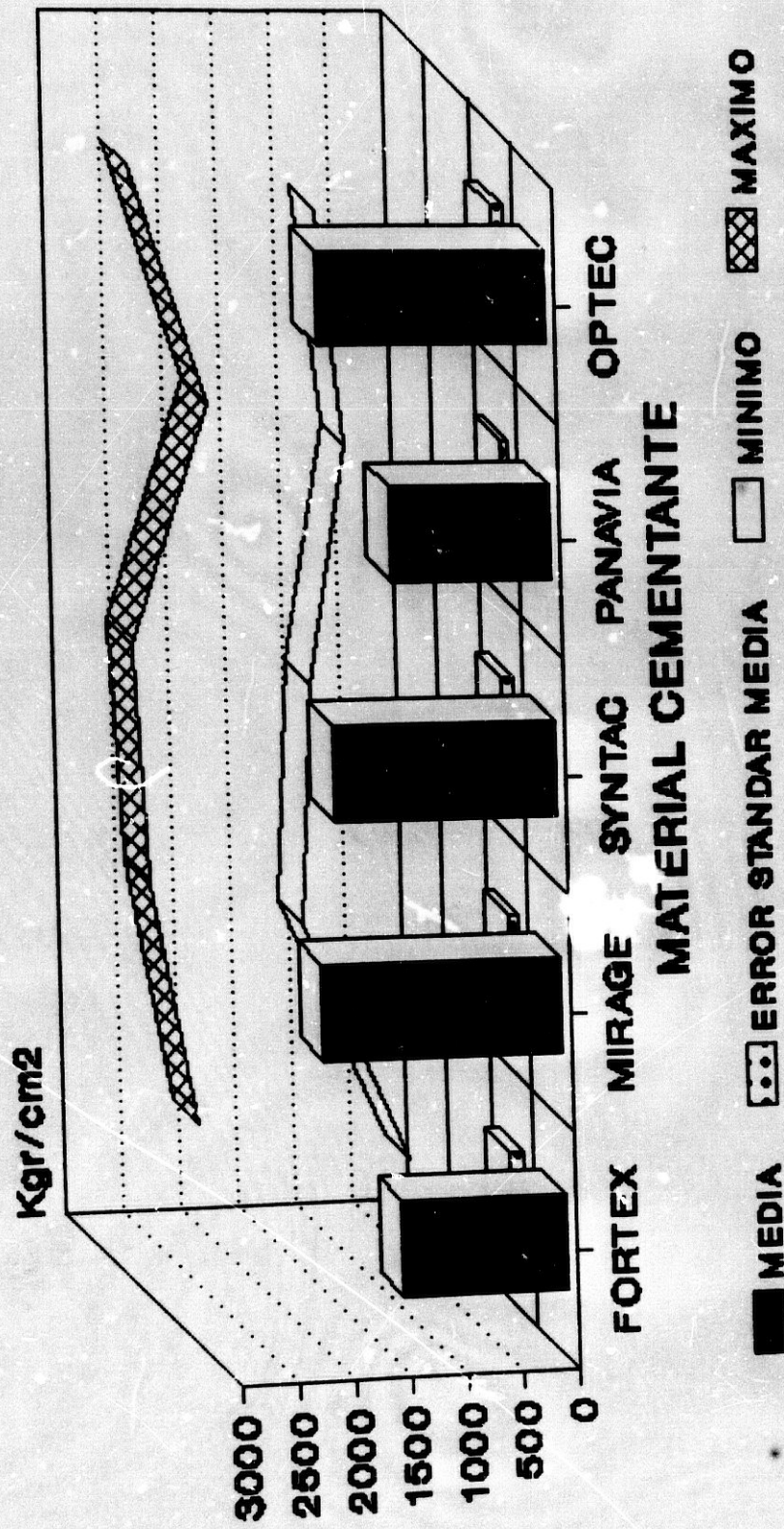


FIGURA 17

Por último se compararon las medias de los desplazamientos obtenidos por efecto de la presión en las coronas cementadas con diferente material (Figura 18). El test de DUNCAN demostró diferencias entre las medias obtenidas en las coronas cementadas con FORTEX, OPTEC y PANA VIA en relación al MIRAGE-BOND y SYNTAC.

**MEDIA Y SD DE LOS DESPLAZAMIENTOS
EN LOS DIFERENTES CEMENTANTES**

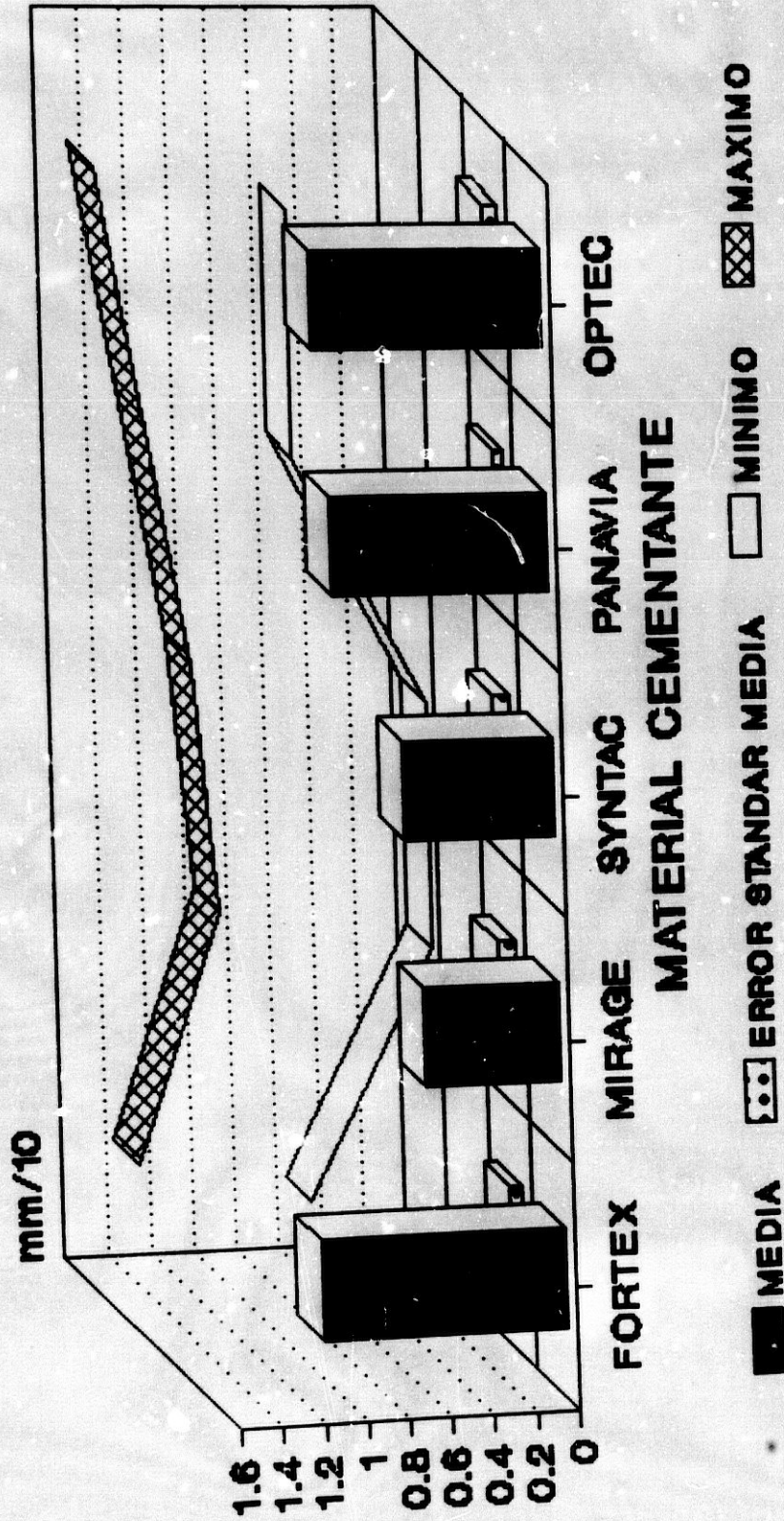


FIGURA 18

En un intento de determinar qué tipo de fuerza o presión ejercida en la corona tenía mas relación con el desplazamiento ocurrido en la corona y detectado por el embolo, se analizó estadísticamente la posibilidad de dependencia del desplazamiento con respecto a las variables continuas "Fuerza, T. areal y T. area2". Esto se realizó con cada uno de los cementos utilizados. La Figura 19 muestra la línea de regresión que se obtiene al relacionar la fuerza ejercida por el embolo en el momento de la fractura con el desplazamiento ocurrido en la corona. El análisis estadístico determinó un vcoeficiente de regresión nó significativo entre las variables ($r = 0.0336$).

LINEA DE REGRESION ENTRE LA FUERZA Y EL DESPLAZAMIENTO

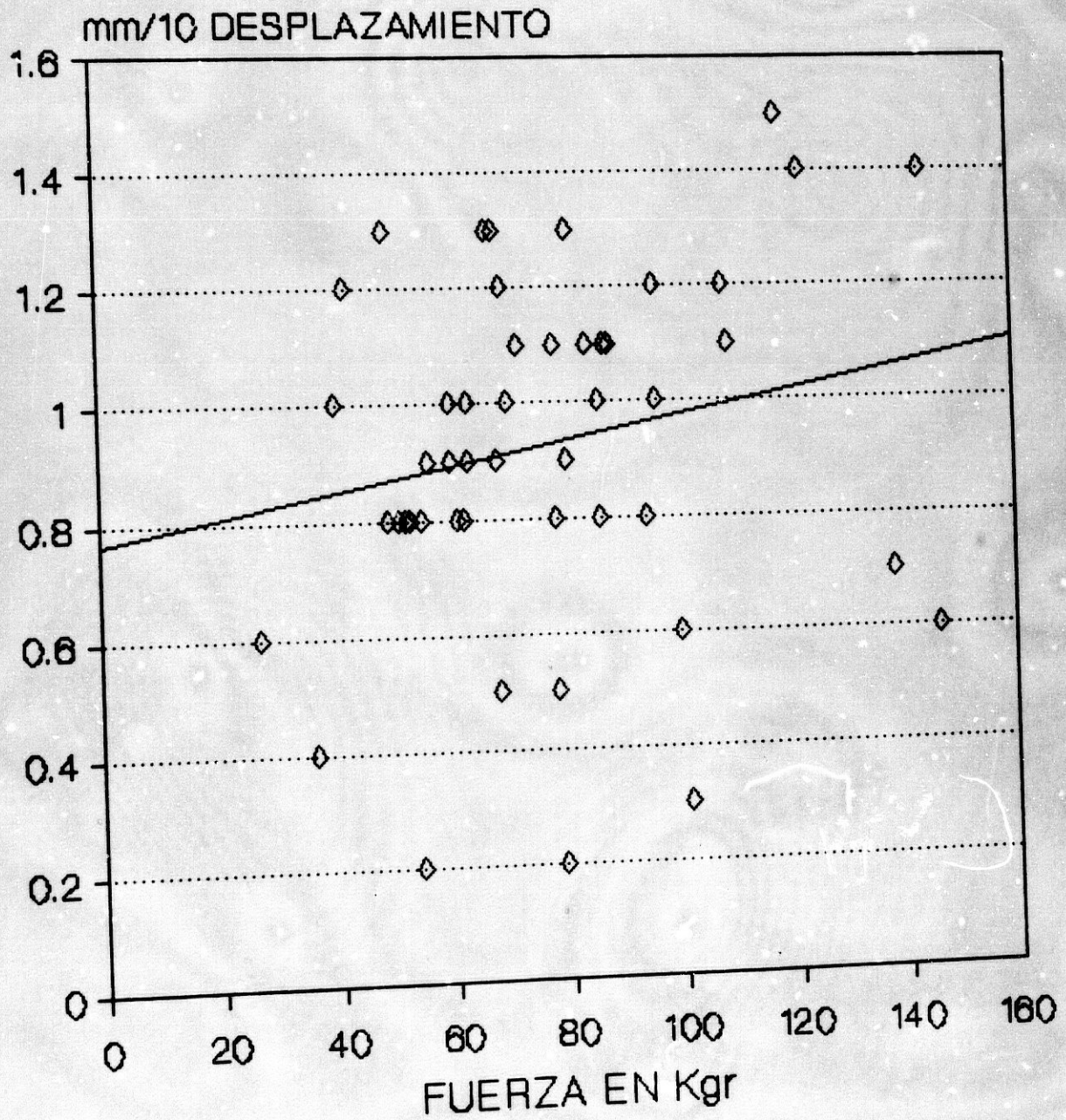


FIGURA 19

En la Figura 20 se aprecia la línea de regresión que se forma entre las variables T. areal y Desplazamiento de la corona cementadas con FORTEX. En este caso $r = 0.19850$ y la $p = 0.1969$. No existiendo relación de dependencia del desplazamiento con la T. area 1 en este cemento.

La Figura 21 indica la línea de regresión al relacionar T. areal con el desplazamiento ocurrido en las coronas con MIRAG-BOND. El valor de $r = 0.48805$ y $p = 0.0246$. El coeficiente de regresión resultó ser significativo existiendo relación de dependencia del desplazamiento en función de T. Areal en este cemento.

Las Figura 22, 23 y 24 relacionan ambas variables en las coronas cementadas con SYNTAC. $r = 0.11694$ y $p = 0.3335$; PANAIA ($r = 0.00147$, $p = 0.9162$) y OPTEC ($r = 0.12786$, $p = 0.3104$) No existía relación de dependencia en ninguno de los casos .

LINEA DE REGRESION ENTRE LA TAREA1 Y EL DESPLAZAMIENTO

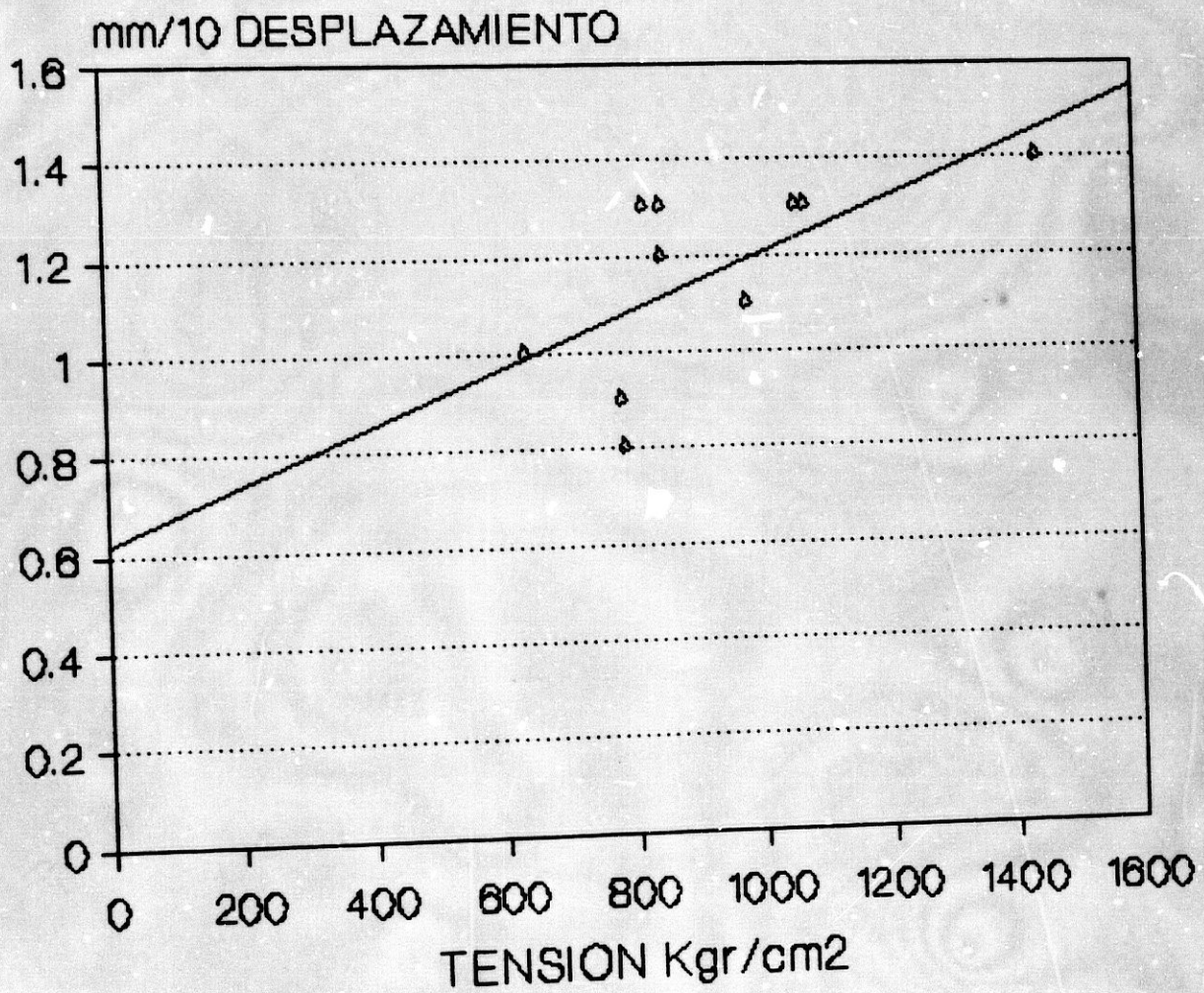


FIGURA 20

LINEA DE REGRESION ENTRE LA TAREA1 Y EL DESPLAZAMIENTO

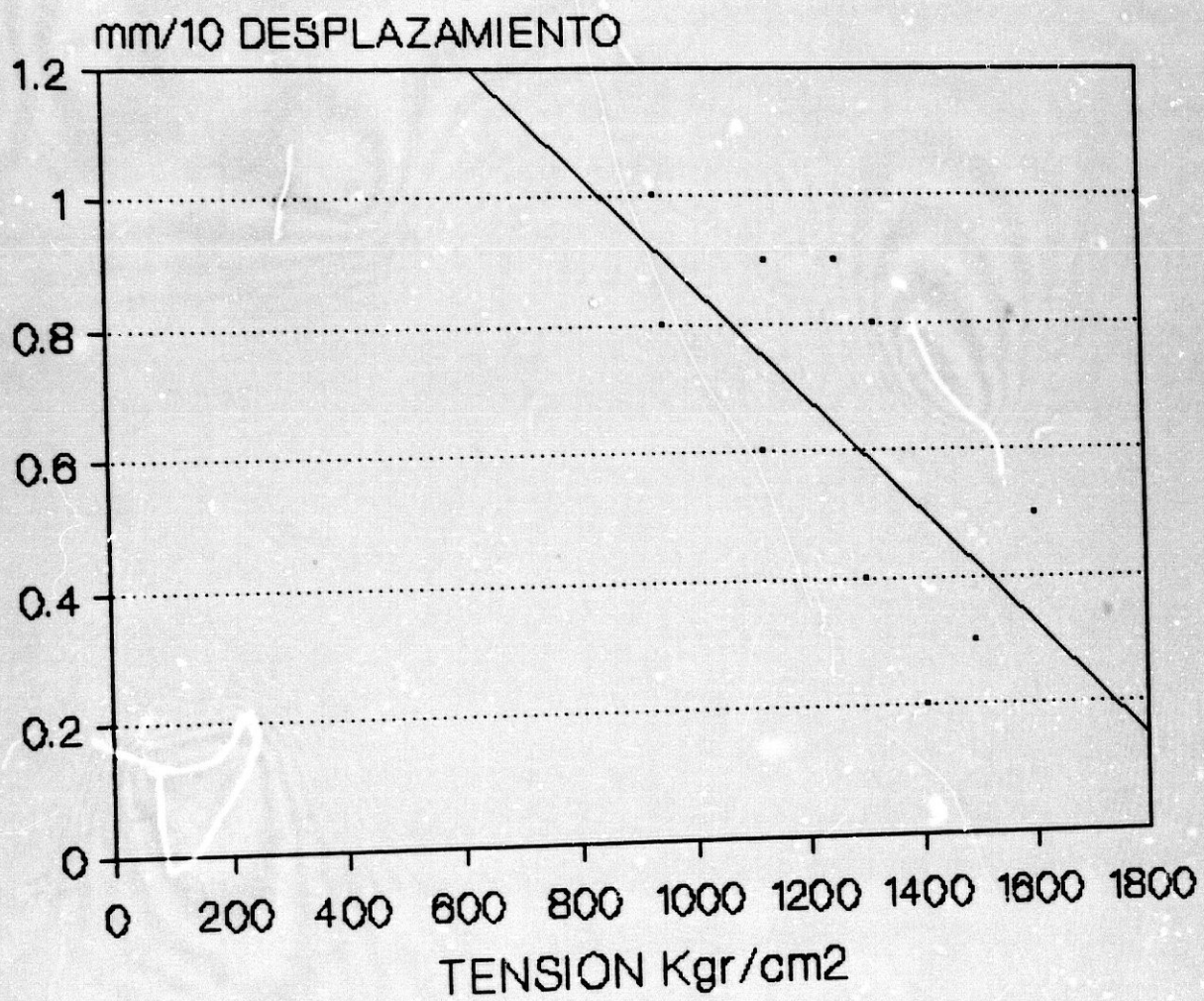


FIGURA 21

LINEA DE REGRESION ENTRE LA TAREA1 Y EL DESPLAZAMIENTO

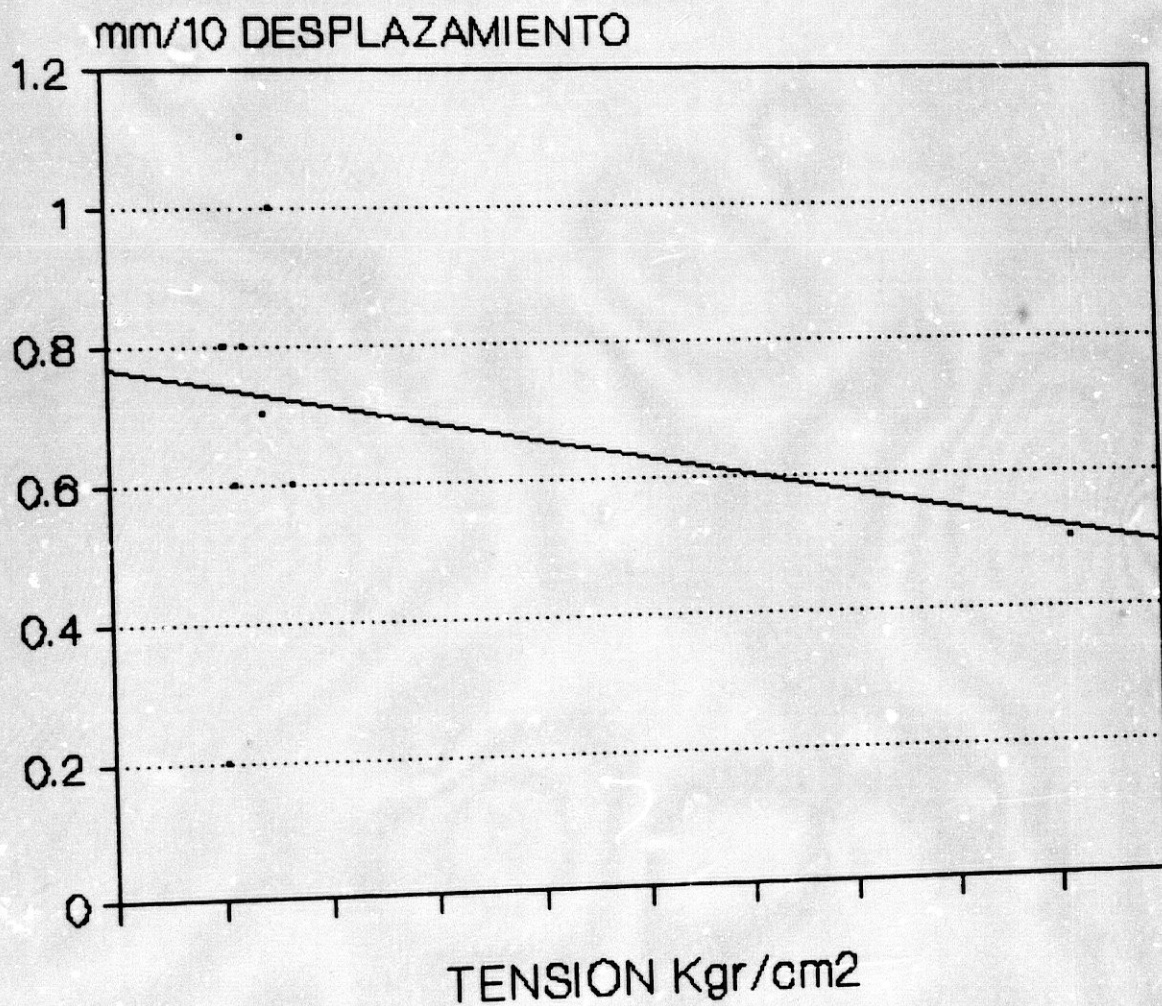


FIGURA 22

LINEA DE REGRESION ENTRE LA TAREA1 Y EL DESPLAZAMIENTO

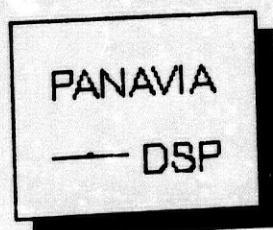
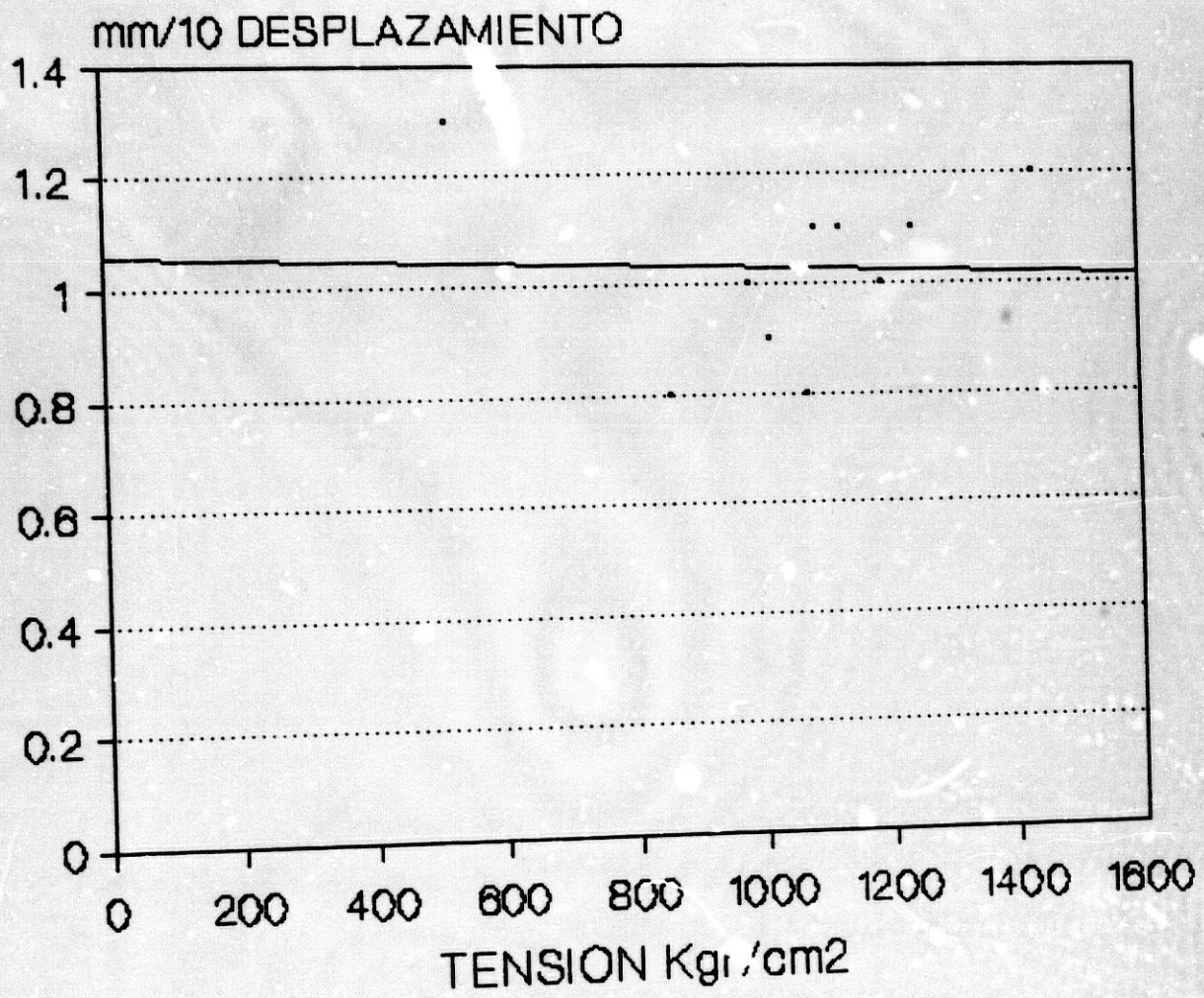


FIGURA 23

LINEA DE REGRESION ENTRE LA TAREA1 Y EL DESPLAZAMIENTO

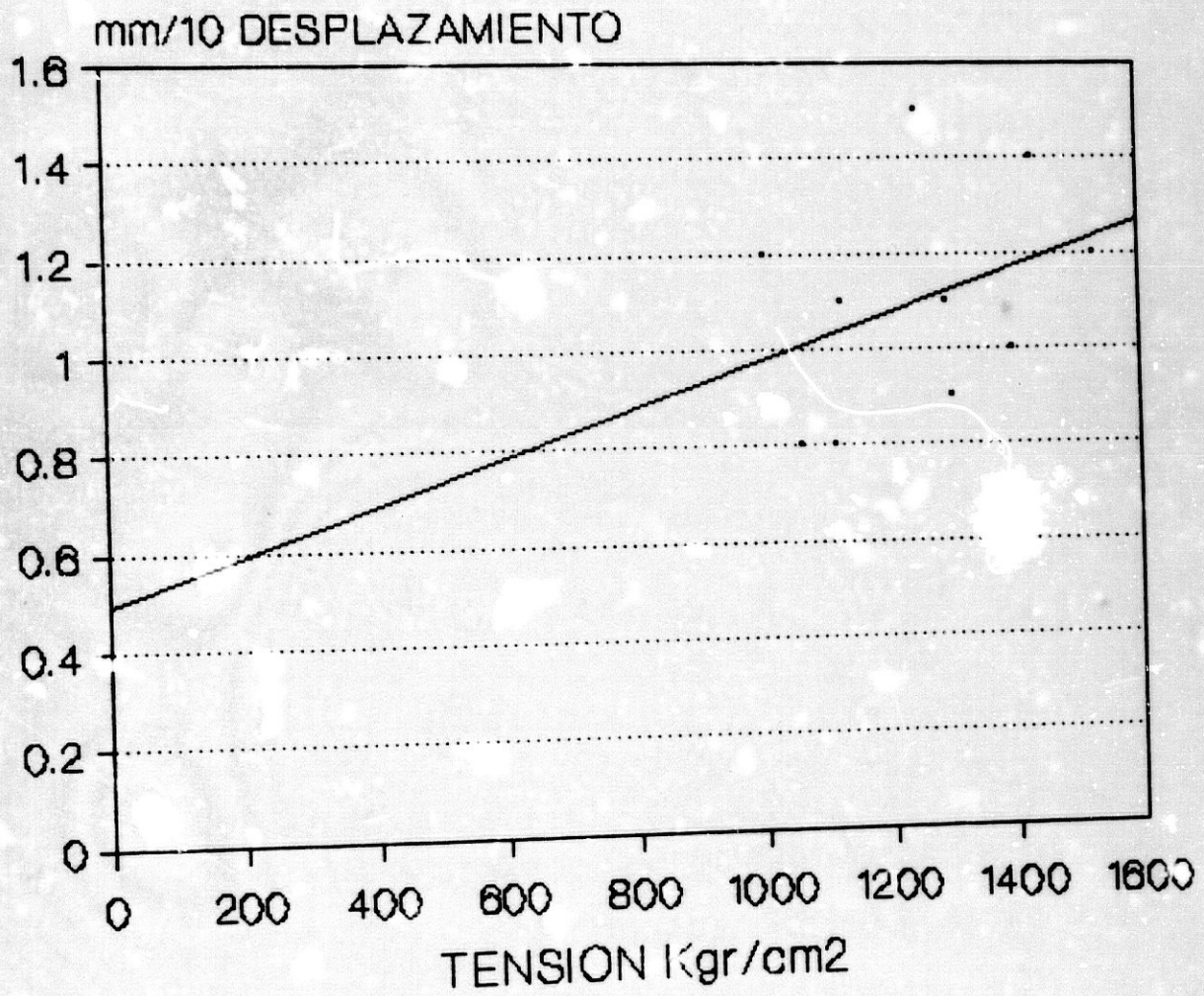


FIGURA 24

La línea de regresión que se obtiene al relacionar la variable T. area 2 causante de la ruptura con el grado de desplazamiento obtenido en cada uno de los cementos, queda reflejada en las Figuras 25, 26 ,27, 28 y 29. Se corresponden con los cementos FORTEX, MIRAG BOND , SYNTAC, PANAVIA y OPTEC.

EL valor de r en cada caso fue de 0.00036, 0.18089, 0.27497, 0.07079 y 0.13936. No existe relación entre el desplazamiento y T. area2 en ningún caso.

LINEA DE REGRESION ENTRE LA TAREA2 Y EL DESPLAZAMIENTO

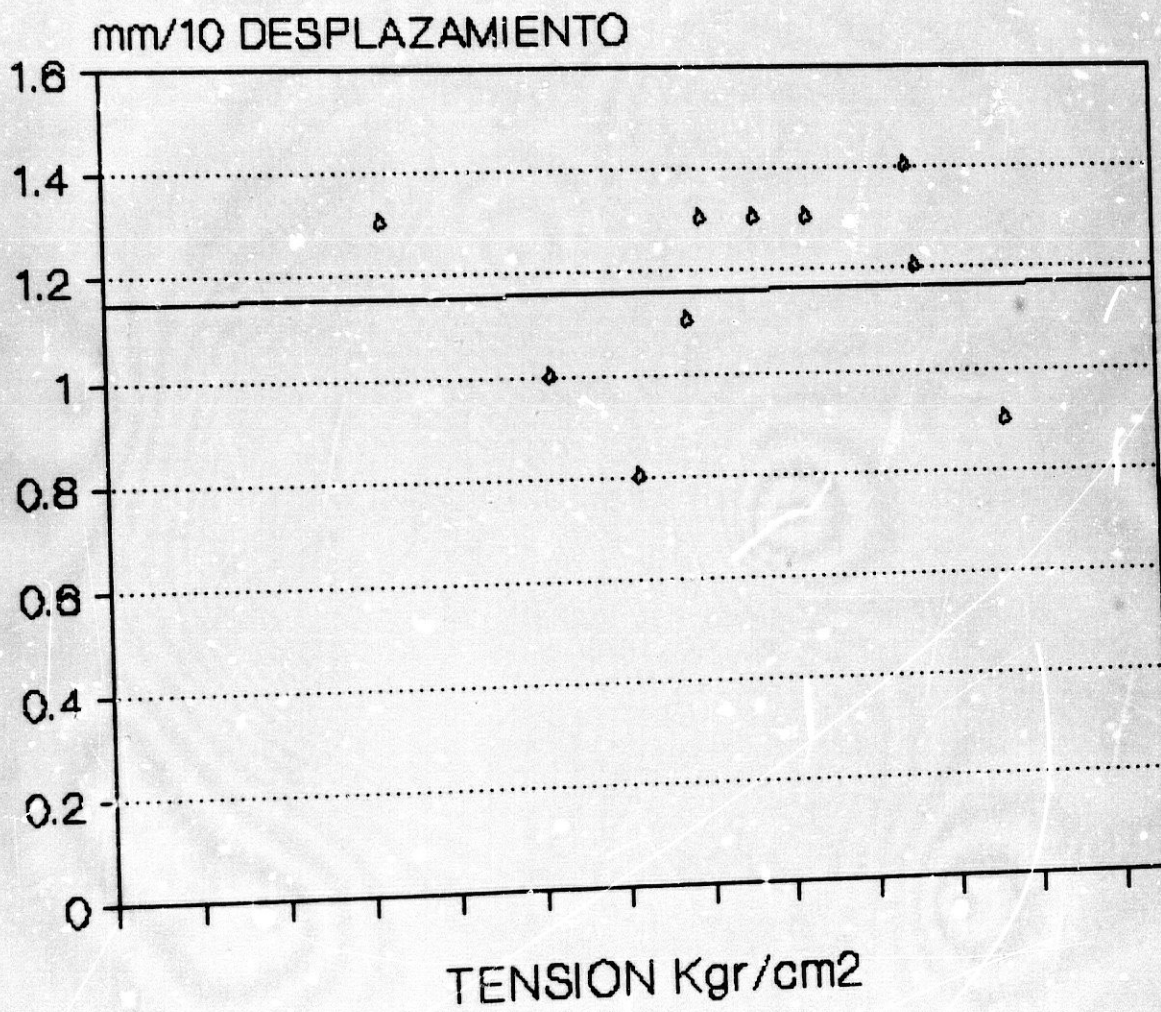
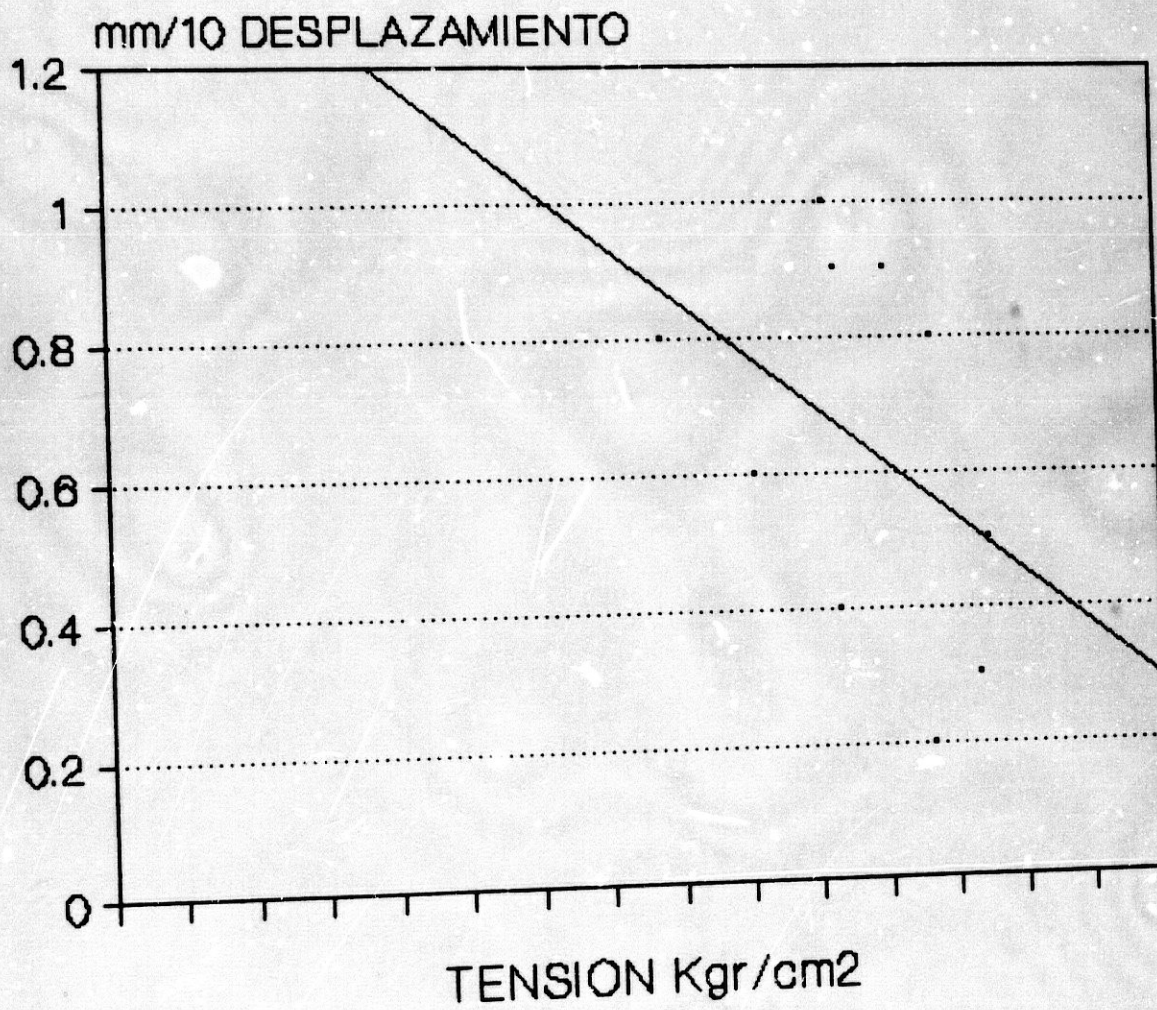


FIGURA 25

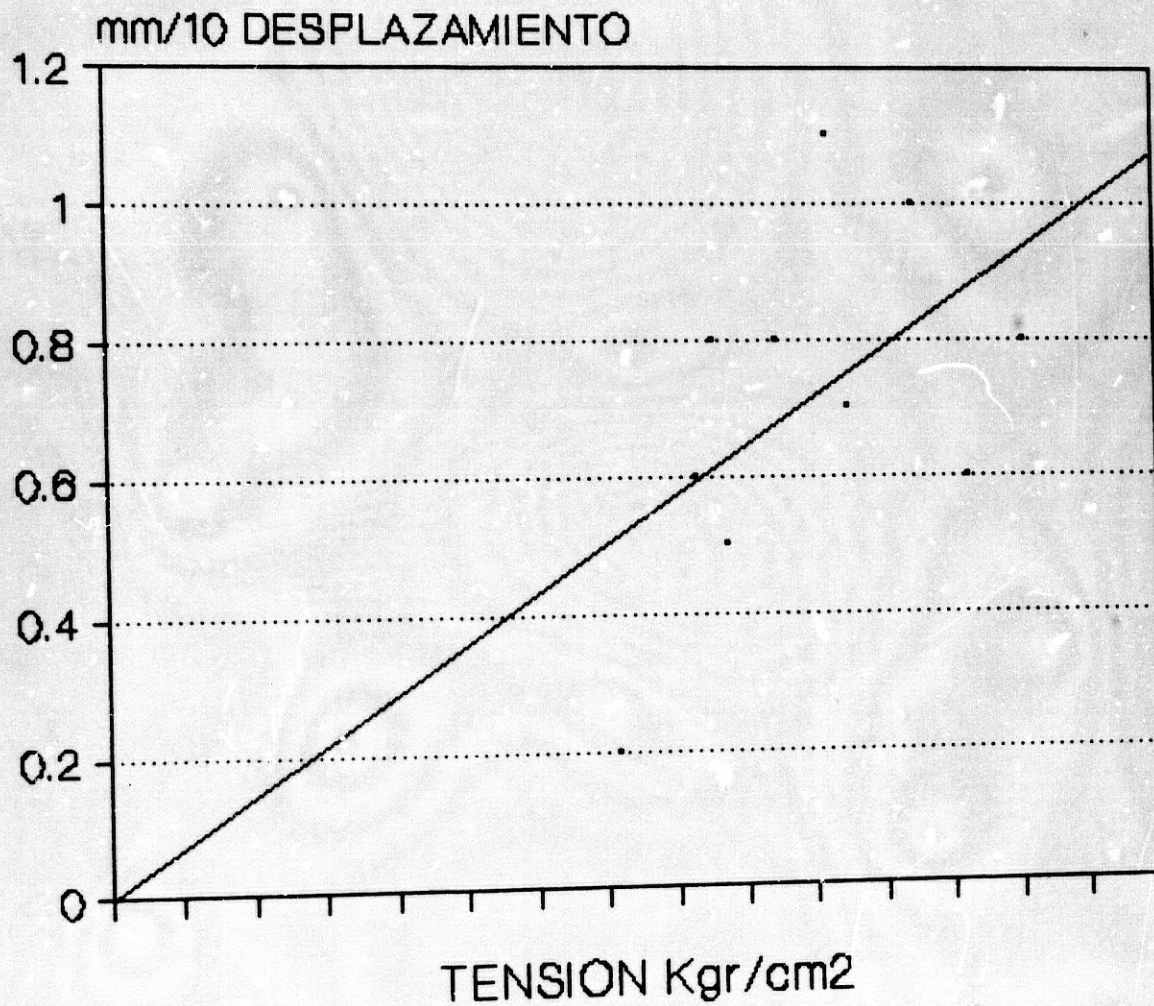
LINEA DE REGRESION ENTRE LA TAREA2 Y EL DESPLAZAMIENTO



MIRAGE
— DSP

FIGURA 26

LINEA DE REGRESION ENTRE LA TAREA2 Y EL DESPLAZAMIENTO



SINTAX
— DSP

FIGURA 27

LINEA DE REGRESION ENTRE LA TAREA2 Y EL DESPLAZAMIENTO

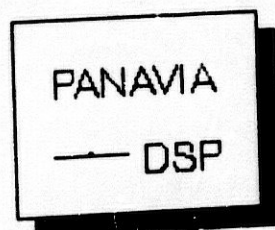
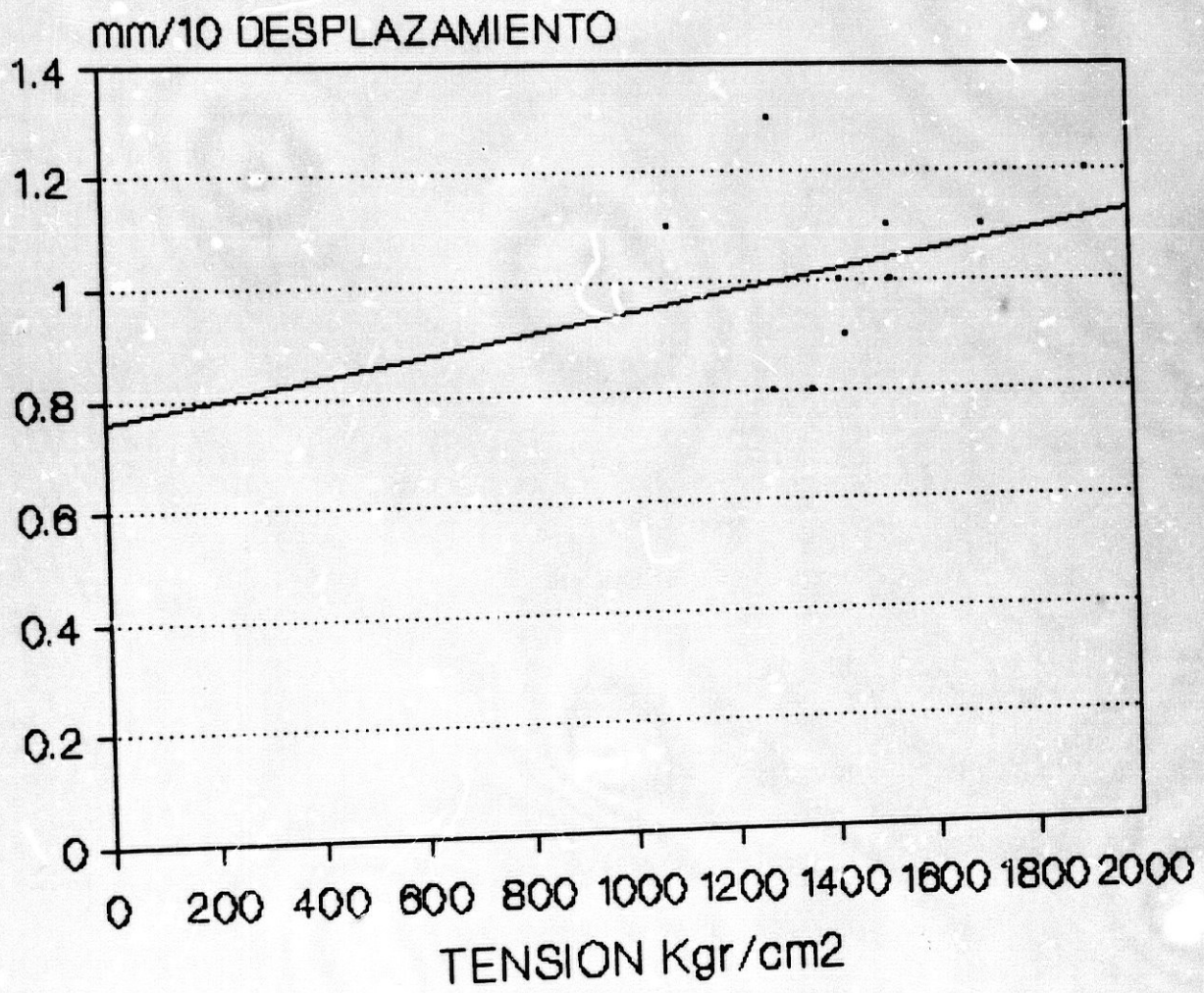
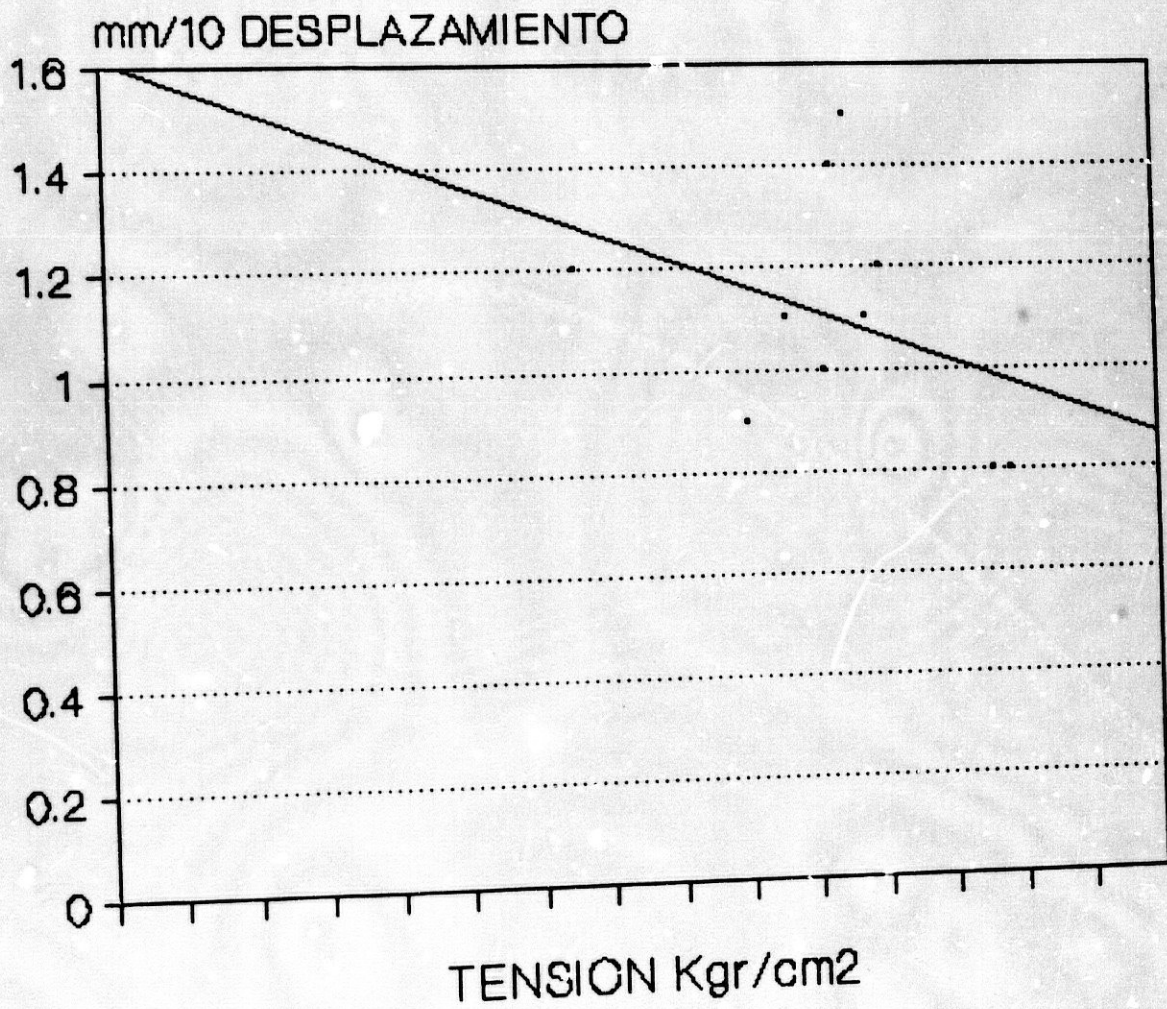


FIGURA 28

LINEA DE REGRESION ENTRE LA TAREA2 Y EL DESPLAZAMIENTO

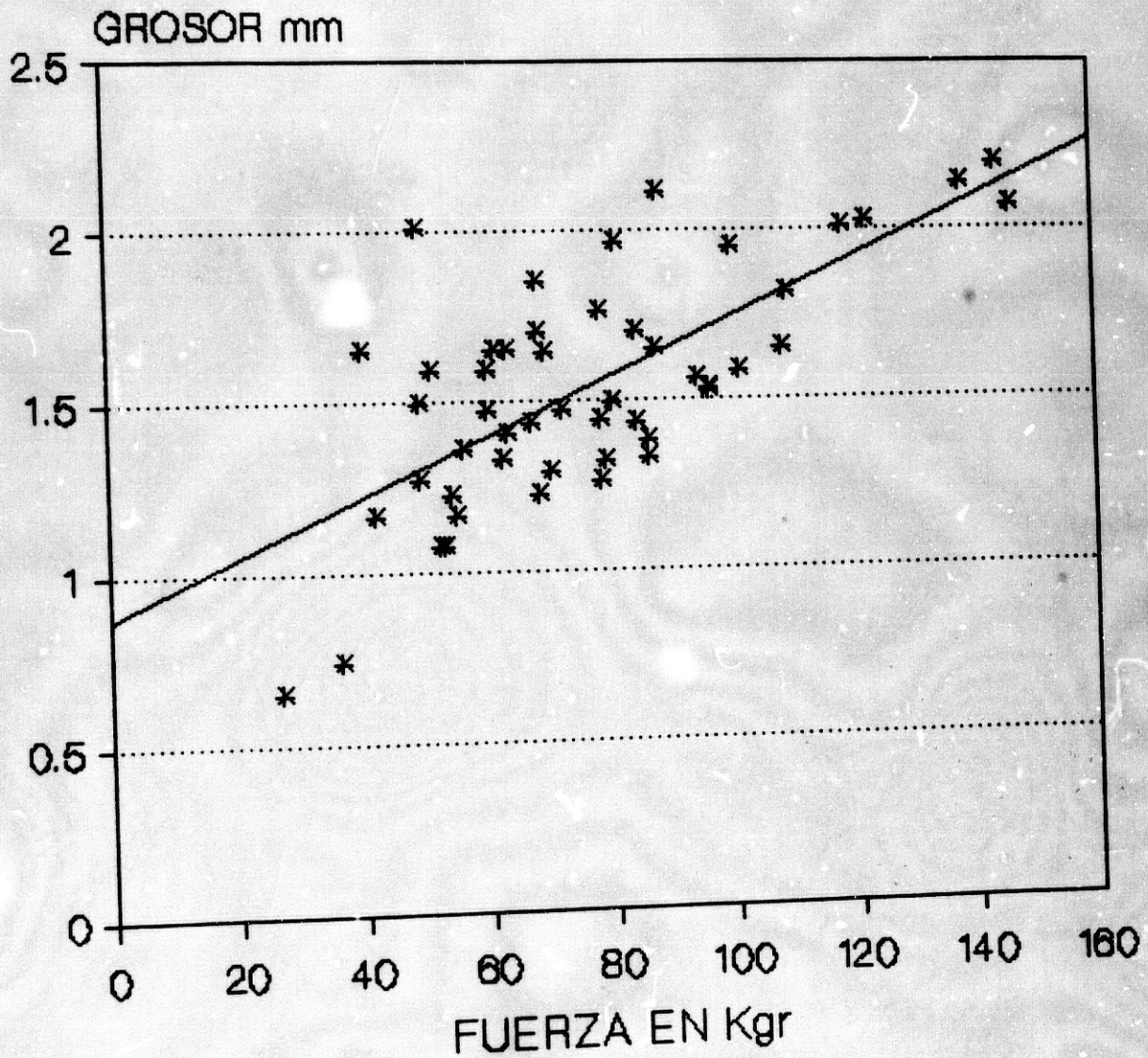


OPTEC
— DSP

FIGURA 29

La Presión necesaria para producir la fractura de las coronas parecía depender en principio del grosor de la porcelana. Se relacionó la fuerza necesaria para romper la porcelana con el grosor de la misma (Figura 30). La línea de regresión y los valores obtenidos se expresan en la figura.

LINEA DE REGRESION ENTRE LA FUERZA Y EL GROSOR



* GROSOR

FIGURA 30

Por último era objetivo de este trabajo investigar la presencia o no de relación significativa y el grado de relación si lo hubiera, entre la Fuerza realizada, la T. areal obtenida y la T. area2 con la variable "Cemento utilizado". Buscando la posibilidad de que la sustancia utilizada para cementar la corona interviniera aumentando o disminuyendo las presiones necesarias para su ruptura. Reflejamos gráficamente las tablas de contingencia. La Figura 31 muestra las coronas cementadas con un material determinado (eje de abscisas) en las que produce los valores de desplazamiento reseñados en la grafica según color. El valor de la probabilidad de error obtenido fue de $p = 0.0079$. es decir existia una relación altamente significativa entre el cemento utilizado y el desplazamiento obtenido por efecto de la fuerzas.

RELACION CEMENTANTE/DESPLAZAMIENTO

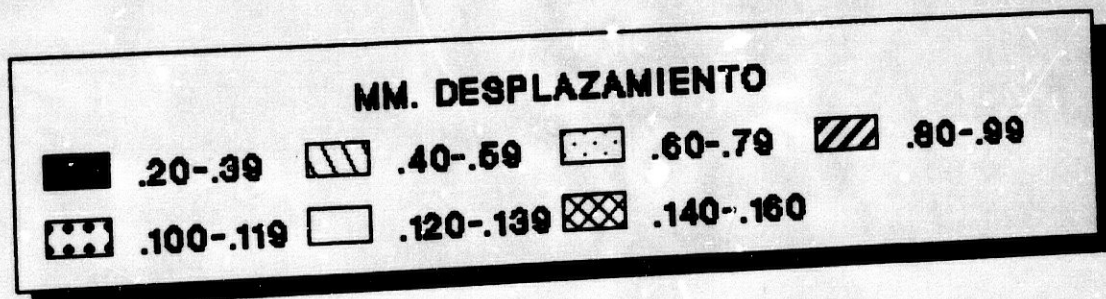
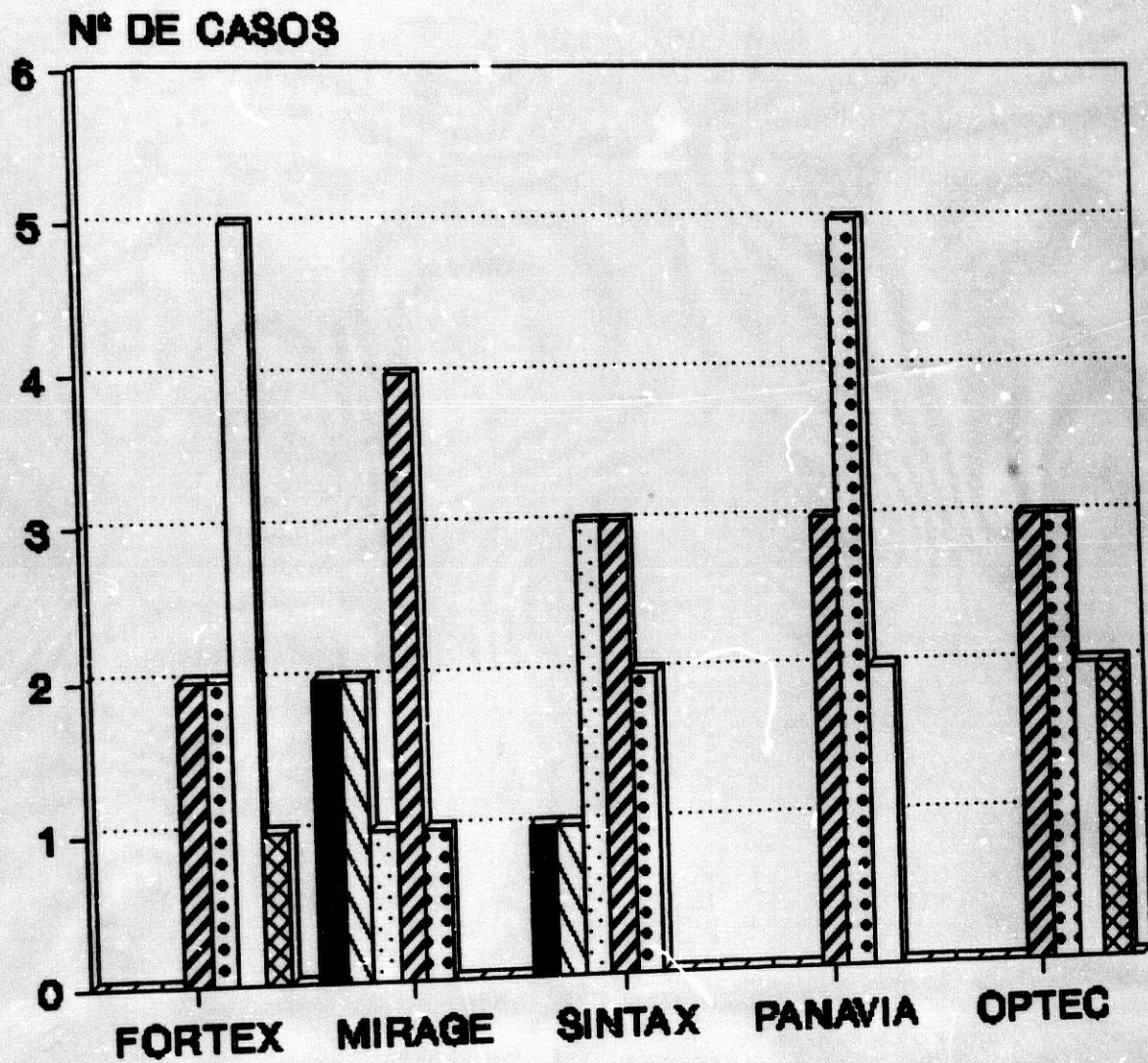


FIGURA 31

La Figura 32 muestra la distribución de los casos dependiendo del cemento utilizado y de T. areal. El test chi cuadrado muestra la no existencia de relación entre los parámetros ($p = 0.07$). La Figura 33 es la expresión grafica de la tabla de contingencia que aparece al relacionar T. area2 con el material cementante. El estudio determinó la existencia de relación altamente significativa ($p = 0.0002104$). En la Figura 34 se relacionan los cementos utilizados con la fuerza mínima requerida para realizar la ruptura de la corona en cada caso. El análisis estadístico determinó la no existencia de relación alguna ($p = 6571$).

RELACION CEMENTANTE/T.AREA1

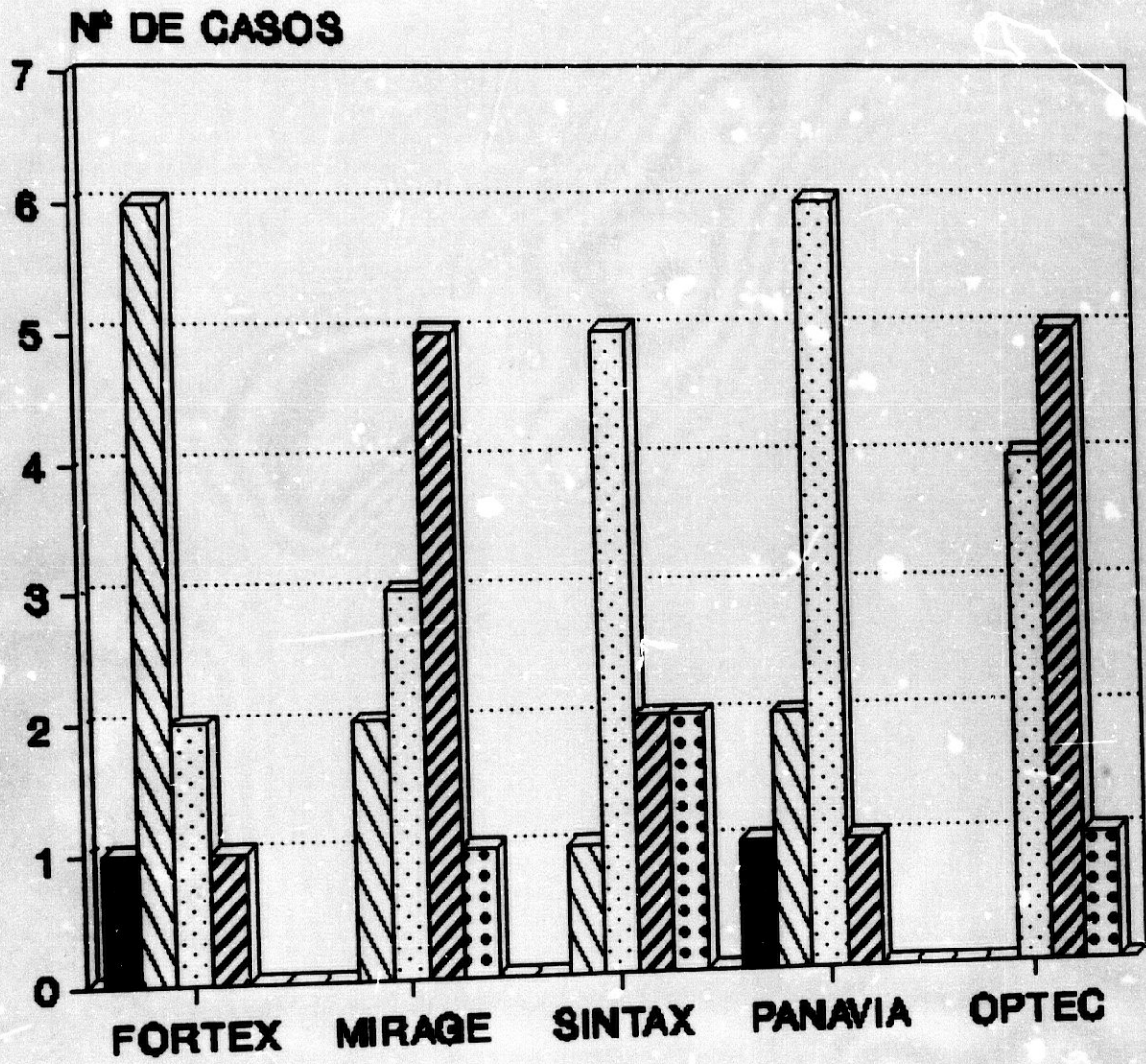


FIGURA 32

RELACION CEMENTANTE/T.AREA2

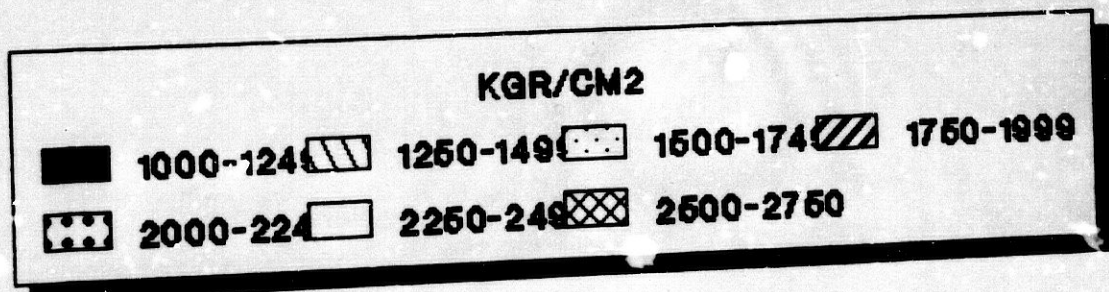
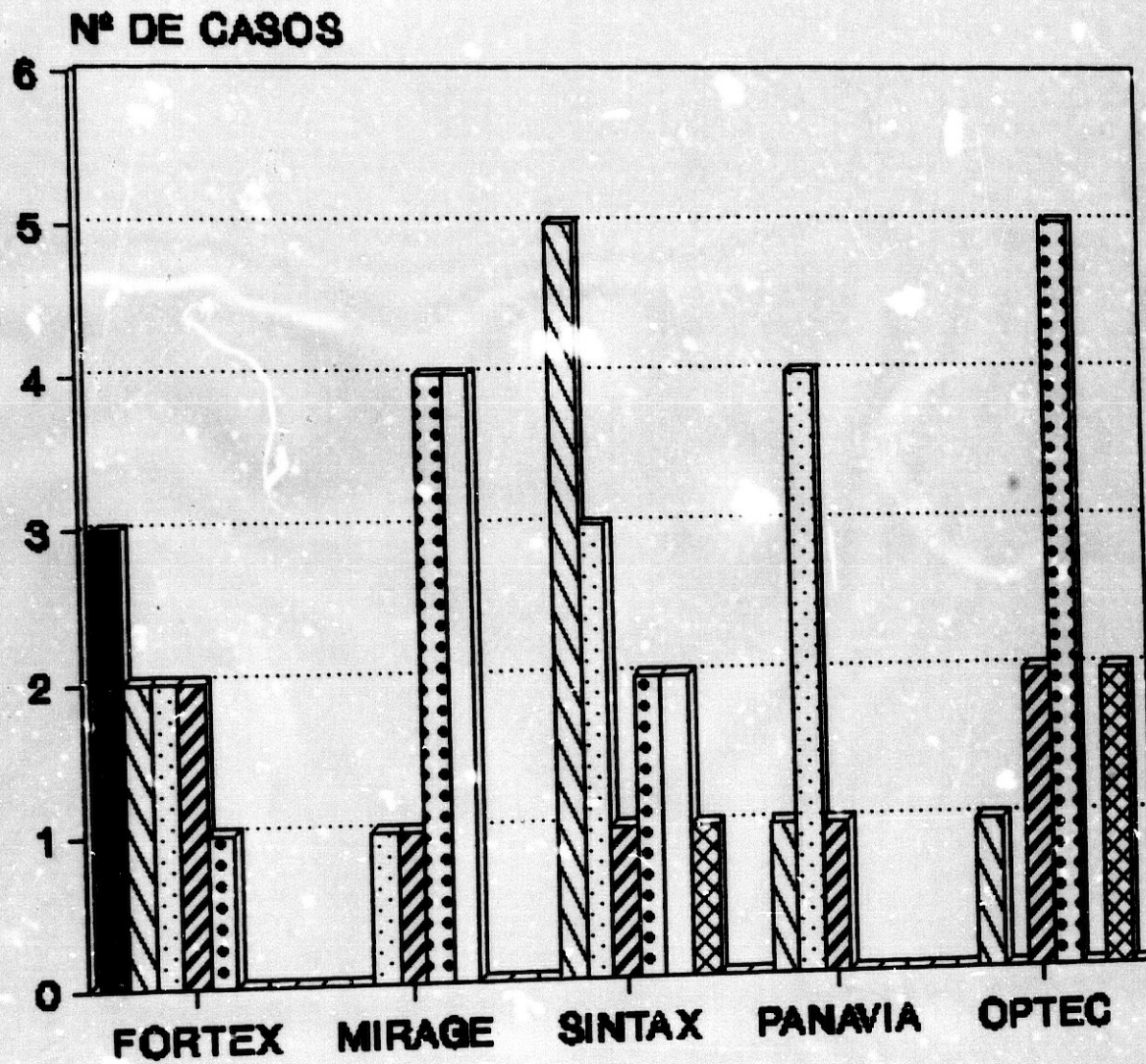


FIGURA 33

RELACION CEMENTANTE/FUERZA

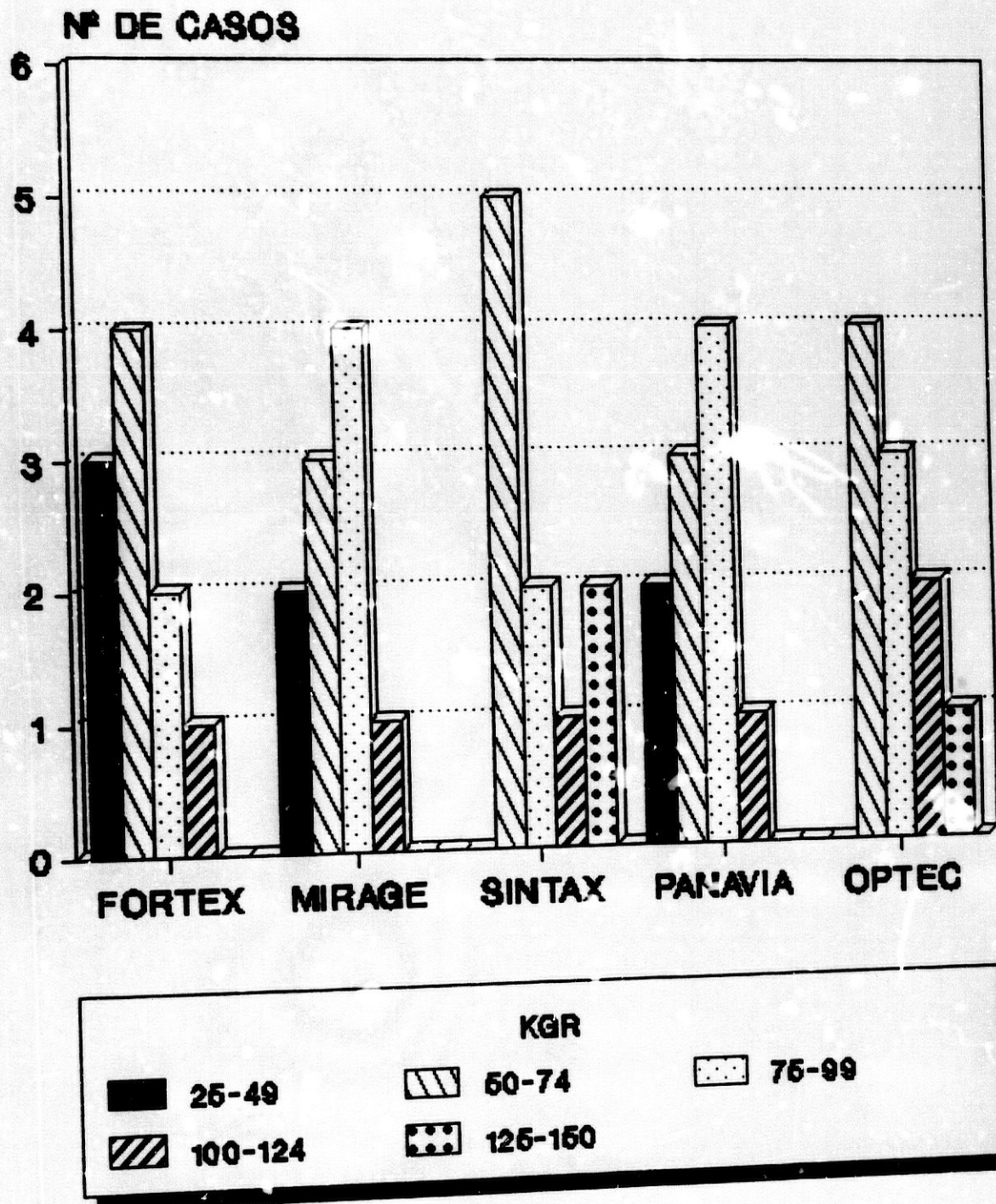


FIGURA 34

DISCUSIÓN

Durante estos últimos años, la utilización de cerámicas en las reconstrucciones de dientes seriamente dañados están consideradas como una alternativa válida y efectiva frente al tratamiento tradicional tanto si consideramos la prevalencia como el coste que conlleva (Jenkins, C.)⁶⁵

De acuerdo con diversos autores, aunque la eficacia de las técnicas ceramo-metálicas se halla más que comprobada los defectos estéticos que ocasiona, han provocado la utilización en este trabajo de coronas jacket sin núcleo metálico. La comparación de su resistencia y las condiciones de las que ésta dependen son los objetivos que nos proponemos.

Dada la creciente demanda estética, subsiguiente a los fenómenos sociológicos de culto a la imagen, nosotros no podemos desentendernos de estas exigencias de nuestros pacientes como estomatólogos.

Por otra parte, recibimos cada día información sobre nuevas tecnologías en el campo de la cerámica dental encaminadas todas a mejorar su función estética. Lo indicado sería una corona cerámica de gran resistencia y estética, lo que nos lleva a buscar nuevas soluciones con cerámicas sin núcleo metálico, es decir, la jacket mejorada con cerámicas de alta resistencia (ROLDAN.⁶⁶). Frente a

⁶⁵JENKINS, C. y ABAUSH, Y.: Clinical durability of porcelain laminates over 8 years. J.Dent. Res. 66 (Spec. Issue Abstracts: 1107), 1987

⁶⁶ ROLDAN GONZALEZ, J.L. MARTINEZ MARTINEZ, J.M.; La estética continuo desafío para la prótesis fija. BOL. INFOR. V REG. Tercer cuatrimestre. 1989.

estos autores lo publicado por CHRISTENSEN y otros ⁽⁶⁷⁾ afirman que las coronas jacket se han caracterizado por su gran número de malogros, debidos a fracturas del cuerpo. No obstante, las nuevas técnicas de cementado con resinas de adhesión a dentina, cementos de resina y coronas grabadas con fluorhídrico, han reducido mucho el fracaso. A pesar de ello, dichos autores afirman que las coronas con núcleo metálico han demostrado durante años una alta tasa de permanencia. Podría deberse a que los nuevos métodos de cementado mediante materiales de resina de adhesión dentinaria reduzcan el número de fracturas.

El área de las superficie oclusal de las coronas y del muñón se utilizaron como referencia para hallar las tensiones (Fuerza por unidad de superficie TAREA 1 y 2). El concepto clásico de presión igual a fuerza/superficie de aplicación de la fuerza se ha tenido en cuenta en este trabajo. No obstante nos hemos servido de una unidad de superficie que no es estable. La corona cede parcialmente y de este modo la fuerza del émbolo recae sobre el muñón provocando una dispersion de los componentes de dichas fuerzas, en los que intervienen efectos de cizallamiento (en la parte de la porcelana que se sustenta sobre la superficie superior del muñón), y efectos de compresión en las áreas restantes de la corona. Puede incluso considerarse que el muñón, en cierto momento de la compresión, actúa como una auténtica cuña sobre la corona. En este sentido el concepto que nos parece mas adecuado a la hora de unificar criterios es el que detalla OBRIEN-RYGE ⁶⁸. La resistencia compresiva final se define como "la tensión máxima que puede soportar un material antes de fracturarse a la compresión y se determina dividiendo la carga máxima a la compresión por el área de la sección

⁶⁷ CHRISTENSEN, G.J.; Odontología estética y etica. QUINTESENCE Ed. Esp. Vol 3, num. 7 1990.

⁶⁸ O'BRIEN, W.J. RYGE, G.: Materiales dentales y su seleccion .Ed. Pamamericana, Buenos Aires. 33:287-313. 1980.

transversal original de las probetas". En este caso la superficie oclusal de la corona y por tanto TAREA 1. En nuestra serie los valores obtenidos de TAREA 1 (tensión referida al área de la corona que soporta la fuerza) están comprendidos en el intervalo 519-1685 Kgr./cm², con una media y desviación estandar de 1135+/-264 Kgr./cm² (tensión parecida a las 21600 Psi descritos por POWER ⁶⁹.

En los últimos años se han comparado nuevos materiales dentales de alta resistencia. Tal es el caso de la cerámica Optec. En este trabajo todas las coronas se han realizado en esta cerámica. Sus fabricantes aseguran que este producto contiene las características y propiedades requeridas para permitir su utilización en puentes totales de porcelana y por supuesto en los usos tradicionales de la porcelana y el Dicor con resistencia a la compresión equivalente a 150000 Psi. (El composite resiste unos 35000 Psi) CALAMIA, J.R.⁷⁰. Nuestra serie de resultados obtenidos reafirman las cualidades de este material referidas por dicho autor. No obstante las fuerzas soportadas por las coronas expresadas en Psi. eran significativamente menores a las obtenidas por CALAMIA con un máximo de 38000 Psi. Estas diferencias en la resistencia a la compresión que estan descritas habitualmente por los distintos autores son debidas principalmente según ROLDAN, J.L.⁷¹ a las irregularidades de la superficie en torno a las que se concentran los esfuerzos ejercidos sobre el material. Estos defectos son los que inician y propagan las líneas de fractura.

⁶⁹POWERS, J.M.; Valores tabulados de propiedades físicas y mecánicas en Materiales dentales y su selección. Ed. Medica Panamericana . Buenos aires 1980.

⁷⁰ CALAMIA, J.R.; Restauraciones de porcelana adheridas de alta resistencia: Anteriores y posteriores. QUINTESENCE, III, num.9, 1990.

⁷¹ ROLDAN GONZALEZ, J.L. MARTINEZ MARTINEZ, J.M.; La estética continuo desafío para la protesis fija. BOL. INFOR. V REG. Tercer Cuatri. 1989.

Así mismo GASCON, F.⁷² afirma en su trabajo que las fracturas de las coronas completas de cerámica están íntimamente relacionadas con la presencia de porosidad en su estructura.

También tenemos que pensar que según BELL, J.G.⁷³ existen grandes diferencias en el modo de producirse las fuerzas en la máquina de pruebas y en la boca, puesto que en la boca lo que interviene en realidad, excepto en ocasiones fortuitas, es un fracaso por fatiga, como consecuencia de pequeños cracks repetitivos en el tiempo. Así las cargas que reproducimos en la máquina tan solo tienen lugar en la boca en situaciones traumáticas fortuitas o al mordisquear objetos duros de forma inadvertida.

Igualmente tenemos otra dificultad para trasponer los datos obtenidos con las situaciones que realmente se producen en la boca, puesto que los esfuerzos se han producido en la máquina perpendicularmente a la restauración cerámica y en la boca esto se produce en raras ocasiones, tan solo en casos de grandes abrasiones en los antagonistas, pues generalmente en la boca las fuerzas no son perpendiculares sino que se originan de una forma más complicada. No obstante, nos pueden servir los datos así obtenidos como referencia entre materiales, para determinar cual de ellos puede resultar de mayor utilidad.

De todos modos los resultados por nosotros obtenidos, aunque entre unos grupos y otros existan diferencias significativas a favor de los sistemas adhesivos

⁷² GASCON MAYORDOMO, F. MALABIA LIEB, J. CORET CABEDO, C. GIL LOZANO, J.; Resistencia a la fractura de las porcelanas de alta resistencia en restauraciones individuales. Archivos de Odontología. Vol 5 1989.

⁷³ BELL, J.G. SMITH, M.C. DE PONT, J.J.: Cuspal failures of MOD restored teeth. Aust. Dent. J. 27.283-287.1982.

utilizados, demuestran que todos ellos son suficientemente resistentes como para su utilización en boca puesto que están dentro de los márgenes de seguridad deseables. Así casi todos superan las fuerzas masticatorias que según HELKIMO, G.⁷⁴ oscilan entre 16 y 64 kgr., siempre que no se produzca un traumatismo. En aquellos casos en que las fuerzas soportadas no han llegado a los 64 kgr., aunque todas ellas han superado los 16 kgr., esto se ha debido al pequeño grosor de la porcelana. Así en el grupo del Mirage-Bond los dos casos que han soportado fuerzas más bajas, del orden de 27.1 y 36.5 kgr., tenían un grosor de 0.65 y 0.74 mm respectivamente, cuando NASEDKIN, J.N.⁷⁵ recomienda un mínimo de 1.5 mm (esto sucedió por ser materialmente imposible controlar durante el proceso de cocción de la cerámica el grosor de esta, al no estar incluida la pieza en el entorno de una arcada) aunque en ambos casos la tensión soportada estaba en unos valores óptimos que oscilan entre 1126 kgr/cm² y 1298 kgr/cm², valores considerados como suficientes.

Sin embargo en el grupo de Fortex si encontramos mayor número de valores bajos de fuerzas soportadas aún siendo en estos casos su grosor mayor y más próximo a los 1.5 mm que en el caso antes comentado, así los valores más bajos fueron de 40.9, 42.2 y 49.6 kgr. con grosores respectivos de 1.65, 1.16 y 1.27 mm. y las tensiones en los tres casos fueron de 635, 846 y 849 kgr/cm², significativamente inferiores a los obtenidos con el Syntax, más si tenemos en cuenta que estamos tratando de los casos en los que los valores obtenidos fueron de los más bajos, referidos a la fuerza soportada.

⁷⁴ HELKIMO, G. INGERVALL, B.: Bite force and functional state of the masticatory system in young men. Swedish Dental Journal. 2. 167-175. 1978.

⁷⁵ NASEDKIN, J.N.: Porcelain posterior resin bonded restorations. J Can Dent Assoc. 54(7) p. 449-506. 1988.

Desde el punto de vista de confección de la porcelana se ha evolucionado bastante; así lo confirman los nuevos productos cerámicos en el mercado y los trabajos de MCLAUGHLIN, G.⁷⁶ en los que se afirma la eficacia de las nuevas cerámicas reforzadas sin necesidad de utilizar la técnica de hojas de platino en su confección, lo que confiere una mayor facilidad de trabajo así como de rapidez en su realización y manipulación siendo por esto por lo que nosotros hemos utilizado una de estas nuevas cerámicas, para corroborar las apreciaciones de este autor.

Gracias a los avances en la composición de la cerámica y a las posibilidades de utilización de cementos con doble sistema de polimerización, la porcelana es contemplada actualmente como una alternativa real y omnipresente en el marco de la estética dental. PRADOS, E.⁷⁷ En este contexto las materiales utilizados en la cementación de los coronas han tenido un alto grado de responsabilidad. Es característica de este trabajo querer comparar el comportamiento de estas técnicas de cementación con sustancias adhesivas y su responsabilidad en la resistencia de la corona ante estímulos de presión.

Los estudios realizados con los cementos confirman el hallazgo de distintas características que cubren el extenso campo de posibilidades de su utilización. Es decir, no existe un cemento ideal para todas las utilizaciones posibles en prótesis estomatológica, por lo que se hace necesario una selección de los mismos en función de aquellas cualidades que más nos interesen en un momento dado.

⁷⁶ MCLAUGHLIN, G.; Porcelain fused to tooth a new esthetic and reconstructive modality. Compend. cont. educ. 5 1984.

⁷⁷ PRADOS FRADERA, E. SERRAT CABALLERIA, A. PRADOS SERRAT, E. PRADOS, J.L.: Síntesis de los últimos avances en operatoria dental. ARCHIVOS DE ODONTO ESTOMATOLOGIA. Vol. 6; num 3; 1990.

Según los trabajos de GASCON, F.J.⁷⁸ el cemento de oxifosfato de zinc continua siendo la opción mas utilizada en la cementación de coronas. Dicho autor desautoriza la cementación en casi todos los casos de los cementos de metacrilato y policarboxilato por presentar "mas inconvenientes que ventajas" y afirma que los cementos a base de ionómeros son útiles para trabajos que no tengan que soportar grandes fuerzas y los basados en resinas de composites. No existen datos suficientes para ser concluyentes.

Por otra parte KANCA, J.⁷⁹ afirma que en un futuro inmediato la odontología restauradora y protésica será dominada por las materiales adhesivos y los materiales tales como policarboxilatos y cementos de fosfato de zinc pasaran a ser inútiles. En la misma línea de trabajo encontramos a GELLER-KWIATKOWSKI ⁸⁰ que afirman que la estética esta condicionada por los avances de los nuevos materiales adhesivos y cerámicos.

Asi mismo NASEDKIN, J.N.⁸¹ expone en su trabajo las mismas perspectivas para la cerámica dental y las aplicaciones en campos más amplios y con mayor profundidad estética y funcional. Este autor expone: "Las restauraciones de porcelana adheridas con resina restauraron el 100% de la rigidez original de las

⁷⁸ GASCON MAYORDOMO, F.J. MARTINEZ DOMINGO, A. PIBENAVENT, F.; Estado actual de los cementos dentales utilizados en prótesis estomatologica fija. ACTA ESTOMATOLOGICA VALENCIANA. Vol. 3. num 1. 1988.

⁷⁹ KANCA III, J.; Materiales de relleno de resina compuesta razonamiento de los 90. COMPENDIO DE EDUCACION CONTINUA EN ODONTOLOGIA. num. 3. 1990.

⁸⁰ GELLER, W. KWIAKOWSKI, S.; The Willi's glas crown: a new solution in the dark and shadowed zones of esthetic porcelain restorations. Quint Dent Tech 1987.

⁸¹ NASEDKIN, J.N.; Porcelain posterior resin bonded restorations. J CAN DENT ASSOC 54(7); 449-506, 1988.

cúspides".

Dentro de los sistemas cementantes cerámicos utilizados por nosotros en nuestro trabajo, cuatro de ellos son resina con unión resina cerámica, dicha unión en todos los casos se ha favorecido mediante el grabado de la cerámica con ácido fluorhídrico y posterior silanización de la misma, pues según preconizan diversos autores CAMPS ALEMANY, I.⁸² para conseguir una mayor unión cemento-resina a la cerámica, es necesario el grabado ácido con fluorhídrico de la cerámica y posterior bonding de esta, para aumentar la unión resina-cementante con la cerámica. STANGEL, D.⁸³. Este autor también defiende la teoría de que la cerámica grabada con ácido fluorhídrico y tratada con agentes acoplantes de silano, presenta uniones con las resinas compuestas de fuerza mayor que las fuerzas cohesiva de la porcelana misma.

En la realización de nuestro trabajo nosotros hemos utilizado una técnica similar. Siguiendo las indicaciones de BARRETO, M.T. ⁸⁴ que también confirma en sus trabajos que el proceso de cementación de las porcelanas se debe de realizar con la preparación previa de la cerámica mediante grabado ácido de esta con ácido fluorhídrico y la utilización de una resina líquida, sin embargo este autor no utiliza la silanización de la cerámica una vez grabada, cosa que según otros autores favorece la unión resina

⁸² CAMPS ALEMANY, I. GASCON MAYORDOMO, F. ARNAL ARNAL, M.: Estudio de las fuerzas de unión resina compuesta porcelana: Desarrollo de un método experimental. ACTA ESTOMATOLOGICA VALENCIANA Vol. 1, 35-43. 1987.

⁸³ STANGEL, I. NATHANSEN, D. HSU, C.S.: Shear Strength of composite bond to etched porcelain. J. Dent. Res. 66, 9, 1469-1465. 1987.

⁸⁴ BARRETO, M.T. SHIU, A. RENNER, R.P.; Anterior porcelain laminate veneers: Clinical and laboratory procedures. QUINTESSECE OF DENTAL TECHNOLOGY. SEP. 1986.

cerámica. DIAZ-ARNOL, A.M.⁸⁵, nosotros también en aquellos casos que por las características del cemento utilizado podíamos realizar la silanización de la cerámica, así lo hicimos puesto que MATSUMURA⁸⁶ en su trabajo preconiza también junto a otros autores el hecho de que la silanización de la cerámica aumenta la unión de la resina a la cerámica. CHAN, K.C.⁸⁷

Así se grabó la cerámica con fluorhídrico y silano puesto que a parte de lo que preconizan estos autores anteriores, LACY, A.M.⁸⁸ demuestra en su trabajo que existen mayores fuerzas cohesivas en aquellos grupos de trabajo en los que se aplicó fluorhídrico más silano frente aquellos grupos en los que se utilizó solo silano o bien solo fluorhídrico obteniendo fuerzas cohesivas de casi 500 Kg/Cm². De los cinco grupos de trabajo nosotros hemos utilizado fluorhídrico más silano en cuatro de los cinco grupos 2,3,4,5 es decir todos menos en el caso del Fortex que lo hemos utilizado por ser el cemento más clásico y servirnos de sistema cementante patrón, por su más extendida utilización y permanencia en el tiempo.

Nuestros resultados parecen encontrar diferencias significativas en la tensión soportada antes de fracturar en las coronas cementadas con los distintos materiales cementantes. De este modo la media de la TAREAL requerida para fracturar las coronas en los casos

⁸⁵ DIAZ-ARNOLD, A.M. AQUILINOS, A.; An evaluation of the strengths of four organosilane materials in response to thermal stress. THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY. Vol. 62 num. 3. Sep. 1989.

⁸⁶ MATSUMURA, H. KAWAHARA, T. ATSUTA, M.; A new porcelain repair system with a silane coupler, ferric chloride, and adhesive opaque resin. J. DENT RES. Vol 68. num. 5 may. 1989.

⁸⁷ CHAN, K.C. et al.; Curing light activated composite cement through porcelain. J. DENT. RES. 68(3). May. 1989.

⁸⁸ LACY, A.M. LALUZ, J. WATANABE, L.G.; Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY. Vol. 60 num. 3 Sep. 1988.

cementados con Syntac, Mirage-Bond y Optec era significativamente mayor que la TAREAL en las coronas cementadas con Fortex y mayor también aunque no significativamente que las cementadas con Panavia. Observamos como frente a las conclusiones de GASCON, F.J.⁸⁹ son las resina de composite las que infieren mayor resistencia a la compresión. Si bien no es objeto de este trabajo analizar la resistencia a la tracción de estas resina creemos que su comportamiento a la compresión de estas resina es tan importante como para poder determinar su posible utilización en clínica o por lo menos no rechazarlos a priori.

Así mismo pensamos que aquellas coronas en las que hemos utilizado un sistema cementante con adhesión de la cerámica a la resina y de la resina a dentina, se produce una mayor resistencia a la fractura de aquellas coronas de cerámica en las que se ha utilizado uno de estos métodos aquellos en los que no existió unión cerámica-cemento-dentina, puesto que pensamos que dicha unión produce una estructura en la que se transmiten las fuerzas de compresión a través de dichas uniones, con lo que se produce un mejor reparto de fuerzas y por lo tanto una mayor resistencia a la fractura. EAKLE, W.S.⁹⁰, BELL, J.G.⁹¹, SIMONSEN, R.J.⁹², en sus trabajos expresan que son mucho más resistentes aquellos restauraciones en las que los materiales

⁸⁹ GASCON, F.J. MARTINEZ, A. PIBENAVET, F.: Estado actual de los cementos dentales utilizados en prótesis estomatológica fija. Acta Estomatológica Valenciana. Vol. 3. Num. 1. 1988.

⁹⁰ EAKLE, W.S.: Fracture resistance of teeth restored with CI II bonded composite resin. J. Dent. Res. 65, 2, 149-153. 1986.

⁹¹ BELL, J.G. SMITH, M.C. DEPONT, J.J.: Cuspal failures of MOD restored teeth, Aust. Dent. J. 27. 283-287. 1982.

⁹² SIMONSEN, R.J. BAROUCH, E. GELB, M.: Cuspal fracture resistance from composite resin in class II restorations. J. Dent. Res. IADR Abstracts No. 761. Vol. 62. p. 254. 1983.

utilizados tienen unión entre si o bien se produce una unión entre el material restaurador y el diente, como se demuestra en nuestros resultados, así mismo REDFORD, D.A. y JENSEN, M.E.⁹³ nos expresan las ventajas del grabado de la cerámica dental para mejorar la resistencia de esta mediante la unión a los materiales cementantes

SHINOHARA, N.⁹⁴ Nos refiere en su trabajo que cuando la cerámica fue sometida a compresión el mayor efecto fue sobre el cemento y fue soportado por un módulo de Young's de 0.07 Kgr./Cm². Cuando se utilizaron materiales cementantes adhesivos la propagación de las tensiones fue extendiéndose por el cemento.

Los cementos adhesivos fueron los más favorables para cementar coronas existiendo un aumento significativo del módulo de Young.

Otro autor Japonés SUZUKI, H.⁹⁵ nos dice que las coronas jacket cementadas con materiales adhesivos soportan tensiones proporcionales al módulo de Young de los materiales cementantes. Incrementándose la resistencia de estas coronas en proporción con los incrementos de los materiales utilizados.

Así y en la misma línea se encuentra el trabajo de

⁹³ REDFORD, D.A. and JENSEN, M.E.: Etched porcelain resin-bonded posterior restorations, cuspal flexure, strength and microleakage. J. Dental Res. Abstract 1573 p.344.1986

⁹⁴ SHINOHARA, N. MINESAKI, Y. MUKOYOSHI, N. MORIYAMA, H. JIMI, T.: The effect of the cementing material on the strength of the all ceramic crown. Nippon-Hotetsu-Shika-Gakkai-Zasshi. 1989 Apr. 33(2): 416-21. 1989.

⁹⁵ SUZUKI, H. HATA, Y.: Finite element stress analysis of ceramics crown on premolar. Relation between ceramics materials and abutment materials. Nippon-Hotetsu-Shika-Gakkai-Zasshi. 1989 Apr; 33(2): 283-93. 1989.

PERELMUTER, S.⁹⁶ en el que nos dicen que las incrustaciones de cerámica cementadas con resinas soportan un mayor efecto estético y de tensión en los márgenes de la preparación.

(McLean y Sced han referido en (J Dent Res, 56: 1067-1069, 1977)) tomado de UKON, S.⁹⁷ un procedimiento para un reforzamiento de la porcelana jacket , sin embargo UKON encontró en su estudio una mejoría en la resistencia soportada por las coronas jacket cuando se hacían con el método de la cofia de platino sobre el método de la doble hoja por las fuerzas de unión de la cerámica sobre el platino , por lo en nuestro trabajo ocurre igual una mejoría con los materiales adhesivos por la transmisión de las líneas de fuerza de la porcelana al diente a través del material adhesivo.

Por el contrario MESSER, P.F.⁹⁸ considera que aunque se han producido considerables cambios en la cerámica dental , buscando un mejoramiento de sus características técnicas y estéticas, sobre todo buscando su aumento de la resistencia a la fractura, en los últimos tiempos , sin embargo no se ha podido considerar hasta el momento una mejoría apreciable para sustituir a los métodos empleados por ahora en prótesis.

Corroborando los resultados obtenidos por nosotros y

⁹⁶PERELMUTER, S. LIGER, F.: Collage des onlays en ceramique. Incidences sur la forme de contour. Real-Clin. 1990 Jan; 1(1): 117-24. 1990.

⁹⁷UKON, S. MATSUURA, T. OGATA, T. AKAGI, K. MATSUURA, T. INOUE, Y.: Study of strengthening and stress distribution of porcelain jacket crowns constructed with twin foil technique. 2nd report. Nippon-Hotetsu-Shika-Gakkai-Zasshi. 1989 Apr; 33(2): 313-22. 1989.

⁹⁸MESSER, P.F. PIDDOCK, V. LLOYD, C.H.: The strength of dental ceramics. J-Dent. Feb; 19(1): 51-5. 1991.

con aplicaciones clínicas nos encontramos con HOLMES, R.⁹⁹ que en su trabajo realizó la reconstrucción de seis dientes anteriores con erosión química de esmalte tanto lingual como vestibular, utilizando un sistema de cerámica adherida con sistemas de adhesión dental y composite de doble curado. obteniendo unos resultados satisfactorios tanto estéticamente como de retención de las coronas de cerámica.

Así mismo AKASE, K.¹⁰⁰ en su trabajo compara la cementación de coronas de cerámica con cinco cementos distintos, tres de ellos tradicionales como son: fosfato de zinc, policarboxilato, vidrio-ionomero. Los otros dos fueron el Super-bond C&b y el Panavia. de ellos considera que los que producen una mejor adaptación son panavia y después el super-bond, en cuanto a la resistencia a la fractura considera que el panavia fue superior a los otros cuatro, con lo cual no está de acuerdo con nuestros resultados siendo además lógico que aquellos sistemas cementantes con adhesión a dentina obtengan mayor resistencia, en contra del panavia que no tiene adhesión a dentina, aunque sí a esmalte y a la cerámica grabada y silanizada.

SANO, Y.¹⁰¹ en su trabajo demuestra que la porcelana Optec tiene una alta resistencia a la fractura del orden

⁹⁹ HOLMES, R. SNEED, W.D.: Treatment of severe chemomechanical erosion using castable ceramic restorations and a new dentin/enamel bonding system: a case report. Quintessence-Int. Nov; 21(11). 1990. 863-7. 1990.

¹⁰⁰AKASE, K. YAMASHITA, H. KONDO, Y. YAMASHITA, A.: Influence of luting material on marginal fitness and tensile strength of full veneer crowns. Comparison between conventional dental cements and adhesive luting resins. Nippon-Hotetsu-Shika-Gakkai-Zasshi. Feb; 33(1): 8-16. 1989.

¹⁰¹SANO, Y. FUJISAWA, M. SHINOHARA, K. UETANI, T. TADANO, H.: Influence of surface properties on the bending strength of OPTEC porcelain. Gifu-Shika-Gakkai-Zasshi. Dec; 16(2): 577-81. 1989.

de 914 Kgr/Cm² y nosotros hemos obtenido unos resultados de 519 a 1742 Kgr/Cm², no obstante en su estudio este autor demuestra que el pulido y glaseado de la cerámica influye muchísimo en la propagación de las líneas de fractura y por tanto de la resistencia de esta.

Así mismo SEGHI, R.R.¹⁰² en su trabajo nos comunica que la cerámica optec es mucho más eficaz que la dicor y piensa que la dicor se fractura más por las zonas de maquillaje que transmiten las líneas de fractura así como por la mayor rugosidad de esta, también nos refiere la mejor resistencia por el tipo de cementado realizado con sistemas adhesivos.

CHAN, K.C.¹⁰³ en su estudio sobre sistemas adhesivos a dentina entre los que estudia el Mirage-bond refleja la supremacía de estos sistemas de adhesión a dentina y la disminución del microfiltrado marginal de las restauraciones practicadas con estos sistemas en comparación con otros más clásicos. Lo cual viene a confirmar los buenos resultados obtenidos por nosotros en nuestro trabajo al utilizar el Mirage-bond.

En esta misma línea de investigación y corroborando estas teorías encontramos el trabajo de JAGER, K.¹⁰⁴ el cual también hace referencia a la mayor longevidad de las restauraciones de cerámica cementadas con sistemas adhesivos. En este caso trata de incrustaciones de cerámica cementadas con cemento de doble curado y adhesivos

¹⁰² SEGHI, R.R. ROSENSTIEL, S.F. BAUER, P.: Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. J-Dent-Res. Mar; 70(3): 221-5. 1991.

¹⁰³ CHAN, K.C. DENEHY, G.E. SWIFT, E.J.: Microleakage of seven dentin bonding agents. J-Esthet-Dent. Nov-Dec; 2(6): 159-61. 1990.

¹⁰⁴ JAGER, K. HENZ, B. WIRZ, J. GRABER, G.: Marginale Passgenauigkeit befestigter adhasiver Keramik-inlays. Schweiz-Monatsschr-Zahnmed. 100(11): 1304-9. 1990.

dentenarios, en este trabajo refleja que los sistemas adhesivos disminuyen la filtración y aumentan la resistencia de los márgenes de la restauración.

El desplazamiento sufrido por las coronas como efecto de la presión ha sido analizado en nuestro trabajo. Los datos obtenidos encuentran deslizamientos muy banales que van desde 0,02 mm. hasta 0,15 mm. Fig 9 y 10 En este desplazamiento podría influir tanto la compresión del cemento como la propia de la porcelana. Para responsabilizar a un fenómeno u otro de este desplazamiento se relacionó con el cemento utilizado encontrando efectivamente la existencia de diferencias significativas entre las medias de los desplazamientos de las coronas cementadas con Fortex, Optec y Panavia con respecto al Mirage-Bond y Syntax. Y siendo precisamente con estos dos materiales donde el rendimiento de la corona es mayor al aplicar las fuerzas. En este sentido cabría pensar también que se deforman menos porque la fuerza que resisten es menor. No es cierto. Es precisamente en estos materiales cementantes donde la TAREA1 ha sido mayor. El grado de desplazamiento en el Fortex (puede que ya podamos responsabilizar a la compresión del cemento de los desplazamientos ocurridos, puesto que es el material menos adherente de los utilizados) era mayor a los de los demás.

Nuestra hipótesis de trabajo, es decir, que la cerámica adherida al diente es muy resistente o al menos suficientemente resistente como para poderse utilizar en boca sin problemas y así aprovechar sus ventajas estéticas viene demostrada por los resultados obtenidos y expuestos con anterioridad, siendo corroborados por los trabajos de CALAMIA, J.R.¹⁰⁵ en los que se afirma que la cerámica es frágil, pero una vez unidas al diente, son muy resistentes

¹⁰⁵ CALAMIA, J.R.: Clinical evaluation of etched porcelain laminate veneers, results at (6 months-3 years). J.Dent.Res. Abst.1110.1967.

a la fractura y la incidencia de fallo es extremadamente baja, por tanto las coronas de cerámica de alta resistencia unidas al diente, ofrecen la posibilidad de una gran durabilidad a largo plazo.

CONCLUSIONES

1ª) Las tensiones necesarias para la fractura de las coronas jacket de porcelana Optec son significativamente inferiores a lo que detallan sus fabricantes .

2ª) El desplazamiento que ocurre en las coronas por efecto de la presión depende del material cementante. Siendo la comparación de medias significativamente menor en los cementos Syntac y Mirage-Bond.

3ª) En nuestra serie no existe relación de dependencia entre la fuerza aplicada y el desplazamiento ocurrido en la corona al fracturarse esta.

4ª) No existe relación de dependencia en ninguno de los cementos estudiados entre la TAREA1 y 2 y el desplazamiento ocurrido con excepción de TAREA1 y Mirage-Bond.

5ª) La tensión requerida para fracturar la corona de porcelana se modifica dependiendo del material empleado para cementar. Siendo mayor la resistencia de la corona a la fractura en aquellos sistemas cementantes con adhesivos dentinarios, e igualmente siendo menor que en estos pero mayor que en los sistemas más tradicionales aquellos sistemas con adhesión a la cerámica .