

T. 542
B10.T 4076

UNIVERSIDAD DE VALENCIA
FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE CIRUGIA
UNIDAD DOCENTE DE PROSTODONCIA Y OCLUSION

Tesis doctoral

ANALISIS DE MODELOS
EXPERIMENTALES
EN PROTESIS PARCIAL REMOVIBLE
CON FOTOELASTICIDAD

Memoria presentada por

EDUARDO J. SELVA OTAOLAURRUCHI

para acceder al grado de Doctor en Medicina y Cirugía.

Valencia 1992

UMI Number: U607463

All rights reserved

INFORMATION TO ALL USERS

The quality of this reproduction is dependent upon the quality of the copy submitted.

In the unlikely event that the author did not send a complete manuscript and there are missing pages, these will be noted. Also, if material had to be removed, a note will indicate the deletion.



UMI U607463

Published by ProQuest LLC 2014. Copyright in the Dissertation held by the Author.
Microform Edition © ProQuest LLC.

All rights reserved. This work is protected against
unauthorized copying under Title 17, United States Code.



ProQuest LLC
789 East Eisenhower Parkway
P.O. Box 1346
Ann Arbor, MI 48106-1346

FACULTAD MEDICINA, ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO CIENCIA

Autor EDUARDO J. SELVA OJOLLAURUCHI

Título completo de la tesis

ANÁLISIS DE MODELOS EXPERIMENTALES EN
PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE CON
FOTOELASTICIDAD



Calificación APTO "CUM LAUDE"

Fecha de lectura 30-X-92

Tribunal (Nombre y apellidos de los componentes)

Dr. D. ANDRÉS MARTÍNEZ ALMAGRO
Dr. D. PEDRO MARTÍNEZ ~~ORTIZ~~ CANUT
Dr. D. JAIMÉ GIL LÓPEZ
Dr. D. JUAN SALSENCH CABRÉ
Dra. Dña. ANA MARÍA MARTÍNEZ GONZÁLEZ

Director de la tesis

Dr. D. FRANCISCO J. GASÓN MAYORASMO

Dirección particular y teléf. del autor.

c/ LON. 76-9

VALENCIA 46004

Tfn. 351 22 32



R. 50.192

Dr. D. JOSE VICENTE BAGAN SEBASTIAN, Catedrático de Medicina Bucal de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia.

Dr. D. ANTONIO FONS FONT, Profesor Titular de Prótesis Dental y Maxilofacial de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia.

CERTIFICAMOS:

Que **D. EDUARDO J. SELVA OTAOLAURRUCHI**, Licenciado en Medicina y Cirugía, ha efectuado bajo nuestra codirección, la presente Tesis Doctoral, titulada "**ANALISIS DE MODELOS EXPERIMENTALES EN PROTESIS PARCIAL REMOVIBLE CON FOTOESTABILIDAD**", para optar acceder al Grado de Doctor.

Para que así conste, firmamos la presente en Valencia, Septiembre de mil novecientos noventa y dos.



Fdo. Prof. Dr. J. V. Bagan Sebastian.



Fdo. Prof. Dr. A. Fons Font.

Al Profesor D. **Francisco J. Gascón Mayordomo**,
maestro y amigo, alma de esta tesis, quien me enseñó a
trabajar con ilusión.

A Marita y Eduardo, por el tiempo que no les
pude dedicar.

AGRADECIMIENTOS

Al Profesor D. **José Vicente Bagan Sebastián**, por su valioso consejo y ayuda en la codirección de esta tesis.

Al Profesor D. **Antonio Fons Font**, por el esfuerzo y dedicación empleado en la codirección de esta tesis.

A mis compañeros de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia, especialmente a los de la Unidad de Prostodoncia y Oclusión, por su apoyo y estímulo constante.

Al Profesor D. **Andrés Martínez Almagro**, del Departamento de Ciencia Morfológicas de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia, por su inestimable ayuda en el tratamiento informático de las imágenes de este trabajo.

Al Profesor D. **José María Aulí Vila**, de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de Tarrasa, perteneciente a la Universidad de Barcelona, por su asesoramiento sobre Fotoelasticidad.

A los Sres. D. **Luis Casado** y D. **Francisco Freitas**, protésicos dentales, por su colaboración en la realización de las prótesis empleadas en este trabajo.

Al Sr. D. **Klaus Dauphin**, por su entusiasta cooperación en la construcción de los elementos mecánicos empleados en la experimentación.

INDICE

1. INTRODUCCION.....	1
2. REVISION BIBLIOGRAFICA.	
- Antecedentes históricos de la Prótesis Parcial Removible.....	3
- Prótesis Parcial Removible: Concepto y características.....	11
- Fotoelasticidad: Antecedentes históricos....	25
- Principios de la Fotoelasticidad.....	28
3. OBJETIVOS.....	47
4. MATERIAL Y METODOS.	
- Modelo experimental.....	49
- Banco fotoelástico.....	57
- Equipo de análisis de imagen.....	62
- Parámetros.....	68
- Análisis estadístico.....	70
5. RESULTADOS.....	72

6. DISCUSION

- Discusión de los métodos de estudio
de las tensiones 106
- Discusión del modelo experimental 112
- Técnicas fotoelásticas..... 115
- Ataches 118
- Retenedores directos extracoronarios: R.P.I.. 124
- Banco de ensayo fotoelástico..... 128
- Equipo de análisis de imágenes..... 131
- Discusión de los resultados..... 133

7. CONCLUSIONES..... 144

8. BIBLIOGRAFIA..... 149

INTRODUCCION

Asistimos, en nuestra sociedad actual, a un crecimiento mantenido de la expectativa de vida de la población. Esto trae como consecuencia, además de problemas sociológicos, un aumento de las patologías degenerativas y crónicas. Entre estas afecciones, naturalmente ligadas a una edad avanzada, se incluyen las estomatológicas, destacando la pérdida de dientes, ya sea por procesos careosos, o bien, por enfermedades periodontales.

Es misión de los profesionales de la salud incidir en las causas que originan estas alteraciones, empezando por una correcta educación higiénico-sanitaria, y terminando por la adecuada restauración de los dientes perdidos.

Desde el punto de vista protético, la edentación parcial de la boca conlleva una serie de consecuencias sobre la estética y la función, así como un desequilibrio del aparato estomatognático, pudiendo afectarse los dientes remanentes, el parodonto, los músculos y ligamentos, y la articulación temporo-

mandibular.

La prótesis escogida debe integrarse en un medio biológico, restaurar la estética, la función, mantener los resultados obtenidos y no ser, por si misma, fuente de lesiones.

Será fundamental, para realizar un diseño adecuado de las restauraciones, conocer el comportamiento biomecánico de las prótesis en el medio bucal, evitando procesos yatrogénicos tanto en la mucosa, como en el hueso de la zona edéntula y en los dientes remanentes.

Pese a los estudios de numerosos autores, es incompleta la información que poseemos sobre las reglas biomecánicas que rigen los movimientos de las prótesis parciales removibles. Es por esto que nuestra intención es profundizar en ellas por medio de una experimentación de diferentes tipos de diseños de retención en prótesis parcial removible.

***REVISION
BIBLIOGRAFICA***

ANTECEDENTES HISTORICOS

DE LA PROTESIS PARCIAL REMOVIBLE

La evolución histórica de la Prótesis Parcial Removible es relativamente reciente, apareciendo como tal en el siglo XVIII.

Hasta llegar a este punto, existió una lenta consecución de hallazgos e inventos que fué propiciando la creación de estas restauraciones.

Desde los inicios de la prótesis, en el antiguo Egipto, basada en ligaduras de oro que fijaban dientes naturales o artificiales a las piezas vecinas, se pasó a mejoramientos técnicos, como la exacta orfebrería etrusca, sustituyendo las ligaduras de oro por bandas remachadas del mismo metal. Durante los siglos siguientes, no consta ningún adelanto importante en el campo de la prostodoncia (DOMINGUEZ, 1986).

Tras la Edad Media, aparecen una serie de autores que aportan descubrimientos que tendrían importancia en el devenir de la Prótesis Parcial Removible (RING, 1989).

Es de destacar la figura de Pierre FAUCHARD, (1678-1761) que publicó, en 1728, su "Le chirurgien-dentiste; ou, traité des dents", en él, amplía los conocimientos en todas las ramas de la Odontología. Realizó estudios sobre la fuerza de la presión atmosférica y de la adhesión en la estabilización de la prótesis. Sugiere la utilización de dientes artificiales en lugar de los naturales, hasta entonces empleados, y describe resortes de bandas de acero y laminillas de ballenas para la retención de sus "puentes móviles" en la cavidad oral. Fué pionero en la técnica de colorear y esmaltar las bases de las dentaduras para mejorar el aspecto estético de las restauraciones (LEJOYEUX, 1978).

Un discípulo de Fauchard, Claude MOUTON, publicó, en 1746, el primer libro dedicado a la Prótesis, "Essay d'odontotechnie" donde, entre otros conceptos, se refiere a las características fundamentales que deben conseguir las prótesis: estética, fonética y función.

Etienne BOURDET, en 1757, publicó su "Recherches et observations sur toutes les parties de l'art du dentiste", iniciando el uso de retenciones por clavillos metálicos que partían de la placa base de oro, y sobre los que instalaban los dientes.

La utilización de ceras para la toma de impresiones, se debe a Mathias PURMAN de BRESLAU (1684), pero no es hasta 1756 en que Philippe PFAFF aporta como innovación el vaciado de las impresiones de cera con yeso. Este procedimiento revolucionó la construcción de las prótesis, pues se pasó de ser construidas mediante numerosas pruebas intraorales, a realizarse extraoralmente. También aportó Pfaff el uso de las llaves de yeso para la toma de relaciones intermaxilares.

En 1774, un farmacéutico, DUCHATEAU inicia el estudio de las porcelanas dentales. Trabajando con el dentista DUBOIS de CHEMANT, consiguieron la fabricación de prótesis de "pasta mineral". Pese al abandono del boticario, Dubois perseveró en la investigación, alcanzando resultados que no fueron mejorados hasta entrado el siglo siguiente.

Se atribuye, por algunos autores, a GARDETTE y MAGGILOLO (1807) la primera aportación sobre ganchos para uso en prótesis parcial removible.

La evolución continua, y en 1825, Samuel W. STOCKTON inicia la fabricación industrial de dientes de porcelana. En 1837, Claudius ASH produce dientes de porcelana de alta calidad, con gran número de variedades en cuanto a la forma y tipos.

MAURY y BROWN, en 1841, obtienen, por estampación, bases de oro a las que soldaban alambres o bandas del mismo metal que, rodeando los dientes pilares, servían de retenedores.

En 1854, NINCK, realiza las primeras prótesis con base de caucho vulcanizado. En ellas, la retención se confiaba a elongaciones en forma de banda del mismo caucho de la base, o se embutían en la base alambres metálicos (HOFMANN-AXTHELM, 1981).

BONWILL (1899) introduce la idea del apoyo oclusal y desarrolla los principios biomecánicos de los ganchos.

Un paso fundamental en las técnicas actuales se debe a TAGGART (1907) que aplica al laboratorio dental técnicas de colado usadas desde antiguo en otras artes, como la escultura, consiguiendo las prótesis de base colada.

Posteriormente, otros autores incorporan mejoras de los procedimientos sobre la misma idea; NESBETT, en 1918, cuela los ganchos; ROACH, en 1921, realiza las prótesis parciales removibles coladas; ACKERS, en 1921, inicia el colado completo de toda la prótesis, incluyendo a los ganchos (SAIZAR, 1958). Hasta ese momento, las aleaciones utilizadas eran nobles, resultando muy costosas, y por tanto, poco accesibles para la mayoría de la población. Este problema se soslayó cuando ERDLER y PRANGER, técnicos de los laboratorios Austenal, hallaron la fórmula de una aleación inoxidable, resistente, de bajo costo y apta para ser colada: el VITALLIUM (1932) basada en Cromo y Cobalto.

En 1912, el Dr. CHAYES describe el primer atache intracoronario, cuyo diseño aún hoy en día es utilizado. Este hecho, inició el desarrollo de la Prótesis Mixta o Combinada (McCRACKEN, 1964).

La primera conexión de semiprecisión fué descrita por GILLETE en 1923 (ZINNER, 1985).

Varios diseños de ataches de semiprecisión son ya citados en la bibliografía en castellano en 1923 (PREISWERK, 1923).

Otro hito en el desarrollo de la prótesis parcial removible, lo constituyó el descubrimiento de KULZER (1934), consistente en la adaptación al empleo prostodóncico de las resinas acrílicas poliméricas (OSBORNE, 1948).

Históricamente, la evolución de las formas clínicas de la prótesis parcial removible ha sido:

A) Prótesis de recubrimiento mucoso máximo. Las más antiguas, usándose desde principios de éste siglo. Consisten en una base de acrílico (metacrilato de metilo), dientes, también de resina, y en ocasiones, ganchos forjados. Son potencialmente lesivas por recubrir las zonas de la encía marginal y transmitir toda la carga a la mucosa. Por ello, hay coincidencia general en indicarlas sólo como prótesis provisionales o como prótesis de transición.

B) Prótesis de armazón metálico colado. Llamadas "esqueléticas", fueron introducidas en 1920 por autores como ACKERS y ROACH. Se caracterizan, además de por los materiales de que está fabricada, por aumentar el apoyo dentoparodontal y reducir, en lo posible, los contactos bases-mucosa.

C) Prótesis profiláctica. Descrita en 1930 por LENTULO y HOUSSET, de metal colado, incorpora a su diseño la idea de la liberación de la encía marginal. Esto se consigue gracias a unas escotaduras a nivel de los anillos gingivales (BERGMAN, 1987).

Actualmente, la mayoría de autores creen que no se deben seguir concepciones dogmáticas en el diseño. Por el contrario, éste debe ser fruto del estudio detallado de cada caso clínico, aplicando unas nociones teóricas básicas (LOPEZ, 1982):

- * Exploración clínica del paciente.
- * Uso de topes o apoyos oclusales.
- * Preparación de los dientes pilares, utilizando el paralelómetro para ello.
- * Diseño realizado por el profesional.
- * Soporte mixto dento-mucoso.
- * Oclusión correcta.
- * Higiene máxima por parte del paciente.

**PROTESIS PARCIAL REMOVIBLE:
CONCEPTO Y CARACTERISTICAS**

La prótesis parcial removible es una restauración prostodóncica que suple los dientes y estructuras relacionadas de un maxilar parcialmente desdentado, y que el paciente puede colocarse y quitarse (BOUCHER, 1984).

Este tipo de prótesis es, pues, removible y se adapta a una arcada parcialmente desdentada tomando apoyo sobre los dientes remanentes y sobre las crestas gingivo-óseas.

La reposición de los dientes perdidos no es el fin último de la prótesis parcial removible, sino un medio para lograr la rehabilitación funcional de la boca del paciente (CASADO, 1989).

Aunque de arquitectura variable según las situaciones clínicas, una prótesis parcial removible posee siempre los mismos elementos:

1. Dientes protéticos, de resina, porcelana, y en ocasiones metálicos, son escogidos y situados de manera que realicen su misión estética y funcional.

2. Elementos de apoyo gingivo-óseo, mediante la placa-base, aseguran la cohesión del conjunto protético.

Este apoyo comprende las sillas soportantes de los dientes artificiales, y cubren las crestas edéntulas; también se incluye parte del elemento metálico de conexión que une las sillas de manera rígida, llamado conector mayor.

3. Elementos de apoyo dento-paradontal, metálicos, llamados descansos, apoyos o topes oclusales. Participan en el equilibrio de la prótesis.

4. Elementos de retención, para oponerse a la desinserción fortuita de la prótesis. Se utilizan frecuentemente ganchos, y en prótesis mixtas, los attaches prefabricados u otros elementos.

Existe una multitud de casos de edentulismos parciales que, aunque clínicamente son diferentes, no implican cada uno una prótesis de concepción particular. Esto, motivó la aparición de una serie de clasificaciones según la situación en que se encontraban las crestas y dientes remanentes (APPLEGATE, 1954).

A escala mundial, la clasificación más conocida es la descrita por E. Kennedy en 1925, que es válida tanto para el maxilar como para la mandíbula:

CLASE I: Ambas zonas posteriores desdentadas. Si, además, existen espacios vacíos en el grupo incisivo, se habla de cuatro posibles MODIFICACIONES, según falten uno, dos, tres o cuatro incisivos.

CLASE II: Hay una zona posterior desdentada. También pueden existir MODIFICACIONES, como en el caso anterior.

CLASE III: Hay espacios desdentados entre los dientes remanentes. Dependiendo del número de las zonas desdentadas, se pueden diferenciar cuatro MODIFICACIONES.

CLASE IV: Aparece una zona desdentada a nivel del grupo anterior, pero afectando a ambas hemiarquadas.

CLASE V: Solamente están presentes dos molares en una hemiarquada, el resto está desdentado.

CLASE VI: Sólo persisten los dos incisivos centrales superiores.

EQUILIBRIO DE LA PROTESIS

Aunque removible, la prótesis parcial removible no debe ser "móvil", pues ello provocaría efectos desagradables para el portador, fuerzas oblicuas sobre los dientes y crestas, y también, inestabilidad oclusal.

Los tejidos sobre los que se apoya la prótesis deben impedir los desplazamientos de la misma bajo la acción de las fuerzas funcionales (BATAREC, 1989).

Es fundamental, para el equilibrio, una perfecta adaptación de la prótesis a su superficie de apoyo.

Relacionándolo con los tres ejes ortogonales de coordenadas, el equilibrio de la prótesis está constituido por el soporte, la estabilidad y la retención (tríada de equilibrio de Housset) en estrecha interdependencia.

A) El SOPORTE, consiste en el conjunto de fuerzas axiales que se oponen al hundimiento de la prótesis en los tejidos de sostén.

Las fuerzas perjudiciales están compuestas por las cargas axiales de la fuerza de masticación, que tiende a hundir las sillas protéticas en los tejidos. Para disminuir sus efectos hay que modificar el reparto de fuerzas de masticación entre los dientes naturales y protéticos, reduciendo la cara oclusal de los últimos. Además, hay que hacer participar a los dientes remanentes en el soporte, gracias a los elementos de apoyo.

Los tejidos soportan tanto mejor la prótesis cuando son utilizados con frecuencia, favorablemente orientados y resistentes. Una presión continua, así como una presión discontinua a intervalos cortos, favorecen la reabsorción; las presiones discontinuas con intervalos largos, favorecen la osteogénesis (HERVE, 1972)

La base de la prótesis debe ser ampliamente extendida, hasta los límites compatibles con la acción muscular. Los tejidos de sostén deben reaccionar a las fuerzas axiales de masticación por fuerzas opuestas, las superficies más favorables son las horizontales, y en menor grado, las oblicuas. Las superficies axiales

no tienen ninguna importancia en el soporte.

La compresibilidad desmodontal notablemente menor que la compresibilidad fibromucosa, rinde más eficacia al soporte dentoparadontal que el soporte gíngivo-mucoso.

La trabeculación ósea favorable de la cresta desdentada permite resistir los esfuerzos de presión; así mismo, una fibro-mucosa adherida, es deseable para el soporte de la prótesis.

B) La ESTABILIDAD, es el conjunto de fuerzas que se oponen a los movimientos de traslación horizontal o de rotación de la prótesis, comprendiendo las dos direcciones del plano horizontal, es decir, frontal (derecha a izquierda, y viceversa) y sagital (de arriba a abajo, y viceversa).

Las fuerzas perjudiciales son las musculares directas, como las de la lengua, orbicular de los labios, etc. que se pueden minimizar con un diseño correcto de las zonas protéticas en relación con ellas, como espacios de alojamiento para la lengua, etc.

Los componentes horizontales de las fuerzas masticatorias son nocivos tanto para los tejidos parodontales como para la estabilidad de la prótesis. Se pueden soslayar mediante un equilibrado oclusal, realizando un montaje de los dientes artificiales sobre las crestas edéntulas.

Las superficies más favorables son las axiales, siguiéndoles en importancia las oblicuas. Las horizontales no importan en este caso.

Cuando la prótesis tiende a moverse, el conector mayor y los retenedores transmiten las fuerzas horizontales a los dientes, que actuarán ayudando a la estabilidad hasta donde lo permita su capacidad de resistencia fisiológica parodontal. Las crestas deben ser recubiertas por las bases aprovechando al máximo las vertientes linguales y vestibulares.

C) La RETENCION, es el conjunto de fuerzas axiales que se oponen al desalojamiento de la prótesis de su superficie de apoyo. Aunque en la prótesis parcial removible existen fuerzas de adhesión base-mucosa, presentan poca intensidad, confiándose, para la retención, en dos principios diferentes:

1. La FRICCIÓN entre dos piezas congruentes llamadas macho y hembra (o patrix y matrix), que son utilizadas en la Prótesis Mixta.

2. La PRENSIÓN, que asegura la retención utilizando las zonas coronarias de contra-salida, merced a la elasticidad de los ganchos.

Las fuerzas de retención son axiales y dirigidas hacia la superficie de apoyo, las superficies útiles a la retención están también orientadas hacia los tejidos de sostén.

Los ganchos se sitúan sobre las superficies oblicuas: zonas entrantes de las coronas, en contra-salida en relación al eje de desinserción protésico.

Para que una prótesis esté en equilibrio, se deben aprovechar a la vez, las superficies horizontales (soporte), axiales (estabilidad), oblicuas (soporte y estabilidad), y las zonas retentivas (retención) (BATAREC, 1989).

EJE DE INSERCIÓN

Como su nombre indica, éste tipo de prótesis es removible, es decir, el paciente las posiciona y retira de su boca de forma cotidiana. Esta manipulación debe ser cómoda y no provocar lesiones en los dientes pilares, ni laceraciones en la fibromucosa. Por ello, se debe estudiar la trayectoria según la cual la prótesis se coloca en su posición.

PARALELOMETRO

El paralelómetro o paralelizador es un instrumento especialmente útil en prótesis parcial removible, pues mediante su correcta y necesaria aplicación se puede elegir la vía de inserción óptima de la prótesis según la cual ésta podrá ser insertada y desinsertada (BOREL, 1985).

Estas trayectorias de inserción y remoción serán determinadas por la planificación de los planos guía, la existencia o no de zonas retentivas en los dientes, de posibles interferencias de tejidos duros o blandos, y por las necesidades estéticas del caso. Permite, además, calcular dónde y cuánta retención se pueden obtener de los dientes pilares, usando para ello las minas de grafito y las galgas o rosetas, respectivamente, que se pueden aplicar.

En el caso de que se empleen ataches como elementos retentivos, es indispensable posicionarlos paralelos entre sí, a fin de conseguir una adecuada trayectoria de inserción y remoción de la prótesis.

Se pueden diferenciar dos grandes grupos de prótesis parcial removible basándose en la forma en que son retenidas a los dientes pilares remanentes:

1. Mediante métodos extracoronales, ya se trate de ganchos o de uniones tipo atache, situados por fuera del perímetro anatómico del diente pilar.

2. Mediante métodos intracoronarios, consistentes en anclajes que tienen una de sus partes incluida en el interior del perímetro del diente pilar.

De otro modo, se les puede clasificar según donde se apoyan, es decir, soportadas por dientes remanentes, llamándose DENTOSOPORTADAS; o bien soportadas por dientes y mucosa del reborde desdentado, en cuyo caso se denominan DENTOMUCOSOPORTADAS.

En las prótesis parciales removibles dentosoportadas, las fuerzas oclusales se transmiten al hueso de forma fisiológica a través del ligamento periodontal de los dientes pilares, funcionando biomecánicamente como las Prótesis Parciales Fijas.

Dentro de la prótesis parcial removible, la que quizás más problemas presenta en clínica es la de tipo dentomucosoportada. Esta tiene, como mínimo, una base protética que se extiende anterior o posteriormente, y que termina en un extremo que no está soportado por diente alguno. Esa base que se extiende posteriormente califica la restauración como prótesis a extensión distal (HENDERSON, 1974).

Biomecánicamente, la característica fundamental de este tipo de prótesis, es que está soportada por dos estructuras que reaccionan de modo diferente, tales como son el hueso alveolar y el hueso del reborde desdentado. Es decir, cuando se producen fuerzas sobre la restauración, parte de ellas se transmitirán al diente pilar, que a su vez y mediante el ligamento periodontal las transferirá al hueso alveolar en forma de tensión distribuida uniformemente, siempre que estas fuerzas sean axiales. Si no fueran axiales, el diente sufrirá torsión, se inclinará y la fuerza por él transmitida crearía unas zonas de tensión y otras de presión en el hueso, lo que conllevaría a lesión en el

mismo (**BERMEJO**, 1979).

Por otro lado, la presión que la restauración descarga sobre la encía se transmite al hueso del reborde residual, provocando reabsorciones progresivas.

Así pues, nos encontramos con dos sistemas funcionalmente diferentes, de una parte, un ligamento periodontal con una resiliencia de aproximadamente 0,1 milímetro; y por otra parte una mucosa que se comporta viscoelásticamente, con una resiliencia que varía de unas décimas a 2 milímetros (**BUCH**, 1981).

La consecuencia es una fuerza de torsión y palanca a nivel de los pilares extremos (**MALLAT**, 1986).

Estas fuerzas no serán lesivas siempre que su gradiente nosológico pueda ser compensado por el sistema periodontal de que dispone el diente pilar; en caso contrario, la restauración terminará en fracaso (**RODRIGUEZ**, 1989).

ANTECEDENTES HISTORICOS DE LA FOTOELASTICIDAD

La Fotoelasticidad, se basa en el fenómeno de las interferencias de dos haces de luz polarizada. En 1816, David BREWSTER descubrió que cuando se aplicaba fuerza a una pieza de vidrio y esta era observada mediante luz polarizada transmitida a su través, aparecía un dibujo brillantemente coloreado, producto de las tensiones que la pieza padecía. Este hallazgo fué aplicado al estudio de las tensiones que se presentan en estructuras de ingeniería, como puentes de albañilería, basándose en modelos de vidrio sometidos a diversas condiciones de carga (SHWALB, 1950).

MAXWELL, en 1865, fué el primero en intentar aplicar a los esquemas fotoelásticos soluciones analíticas, desarrollando en éste campo una serie de ecuaciones, que con el transcurso del tiempo se han convertido en clásicas.

Todo ello condujo, fundamentalmente, a su utilización en el campo de la ingeniería y de la arquitectura. Así, WILSON, en 1891, aplica la

Fotoelasticidad al estudio de las tensiones producidas en vigas bajo carga y en 1913, A. MESNAGER, al conocimiento de la distribución de las tensiones en puentes de arco.

COKER, en 1920, desarrolla y utiliza ampliamente las técnicas fotoelásticas, pero variando el material de los modelos por nitrocelulosa. Posteriormente, se han utilizado otros materiales como la baquelita y la fosterita (utilizada por LEVEN en 1948).

La primera aplicación de la Fotoelasticidad a la Odontología, la realizó ZAK en 1935, analizando los movimientos dentales inducidos por fuerzas de Ortodoncia (BAETEN, 1975).

NOONAN, en 1949, comprobó la idoneidad de distintos diseños de cavidades para amalgama de plata, empleando para ello modelos bidimensionales (MacGREGOR, 1978)(NOONAN, 1949).

Es en este momento, cuando su utilización se hace más general en numerosos estudios experimentales dentro del campo de la Estomatología (EL-EBRASHI, 1969, 1970)(MAHLER, 1958).

CRAIG introduce la técnica tridimensional en el campo de la investigación dental, con lo que consiguió la congelación de las tensiones en el interior de los modelos sometidos a carga.

GLICKMAN y cols., emplearon técnicas fotoelásticas para ilustrar los efectos de las fuerzas oclusales sobre el periodonto (BRODSKY, 1975).

CAPUTO y otros autores, en estos últimos años, han aplicado métodos de Fotoelasticidad al estudio de los movimientos ortodóncicos, de la prótesis fija y removible, de la Odontología conservadora, etc.

En la actualidad, nuevas técnicas han venido a completar el capítulo del estudio de las tensiones aplicadas a un modelo, tales como el Análisis de Elementos Finitos, que tratándose de un modelo matemático analizado por ordenador, informa de la distribución de esas tensiones concernientes a cuerpos no homogéneos, como el diente. Otras, derivan de la Fotoelasticidad, como la Extensometría, que calcula las tensiones en la superficie de modelos experimentales según la deformación de galgas colocadas convenientemente.

PRINCIPIOS DE LA FOTOELASTICIDAD

CARACTERISTICAS DE LA LUZ.

La Fotoelasticidad es la ciencia que estudia los efectos sobre la luz de tensiones o deformaciones aplicados a cuerpos elásticos al atravesarlos. La técnica experimental que sirve para medir las tensiones por Fotoelasticidad es la Fotoelasticimetría.

Las técnicas fotoelásticas están fundadas en principios teóricos muy simples explicables por cálculos de trigonometría más complejos, aunque siempre elementales.

Siendo la luz uno de los componentes de la Fotoelasticidad, hay que recordar que ésta se propaga por ondas electromagnéticas sinusoidales y que, bajo la

forma más simple, es una onda plana monocromática representada por dos magnitudes vectoriales sinusoidales en fase y perpendiculares (campo eléctrico y campo magnético). En un punto dado del espacio, cada uno de estos campos tiene una función sinusoidal del tiempo y, recíprocamente, en un tiempo dado, la distribución en el espacio es sinusoidal a lo largo del eje de propagación.

En estas condiciones, la luz monocromática se llama polarizada cuando todos los vectores del campo están paralelos a una dirección fija. Los vectores del campo eléctrico y campo magnético son perpendiculares, sincronizados y en fase.

Más generalmente, los diversos componentes de una misma onda monocromática, del mismo período, pero de fases y direcciones diferentes se componen para dar una onda elíptica. La onda estará representada por una hélice elíptica centrada sobre el eje de propagación.

La longitud de onda (λ) de una irradiación monocromática es característica de su color. La luz blanca visible incluye todas las longitudes de onda comprendidas entre valores cercanos a 0.7 y 0.4 micrómetros, aproximadamente. Los colores forman, en el orden decreciente de la longitud de onda, un espectro que pasa progresivamente por los rojos, naranja,

amarillo, verde, azul, índigo, y violeta.

Finalmente, hay que tener en cuenta que la energía transportada por una onda luminosa es proporcional al producto de los campos eléctrico y magnético, es decir, al cuadrado de la amplitud de uno de ellos.

POLARIZACION DE LA LUZ.

Cuando la luz está polarizada, los campos eléctrico y magnético están constituidos de modo que cada uno vibre en un plano concreto. Se considera como plano de polarización el del campo eléctrico y no el magnético, que es perpendicular al primero.

Para lograr la polarización de la luz, se emplean filtros polarizantes o polarizadores. Estos se fabrican comúnmente con una lámina de plástico que contiene cristales acidulares de sulfato de yodoquina, alineados todos en la misma dirección. Dichos cristales, al estar uniformemente orientados, transmiten sólo la luz que

vibra en una dirección determinada, polarizando de ese modo la luz, o dicho de otro modo, un polarizador no deja pasar más que un componente del campo paralelo a una dirección fija llamada eje de polarización o dirección privilegiada.

Cuando se superponen dos polarizadores con sus ejes de polarización paralelos, dejan pasar luz, pero cuando los ejes están perpendiculares (cruzados), no la dejan pasar, porque el haz polarizado por el primer filtro tiene un componente nulo al seguir el eje del segundo filtro.

BIRREFRINGENCIA.

Ciertos cuerpos naturales presentan el fenómeno de birrefringencia. Si una luz plana atraviesa a un cuerpo birrefringente, no se transmite en el mismo plano, sino que se descompone en dos componentes perpendiculares propias del material birrefringente. Cada componente emergente se comporta como una onda plana y autónoma, por lo que evoluciona a la velocidad propia de esta dirección (onda rápida y onda lenta), conservando su frecuencia, por lo que eventualmente se podrán producir fenómenos de interferencia entre ambos.

Si un cuerpo birrefringente, normalmente transparente claro, es colocado entre dos polarizadores cruzados, con sus ejes paralelos a los de los filtros, no se produce modificación de la zona de extinción común a los polarizadores. Por el contrario, si los ejes del cuerpo birrefringente están inclinados sobre la dirección de los ejes de los polarizadores, la luz pasa de nuevo, con un color que depende de la birrefringencia del medio. El máximo de energía pasa

cuando la inclinación es de 45° .

Así, el fenómeno de birrefringencia caracteriza un retardo óptico entre los dos componentes, sin modificación de los planos de polarización.

BIRREFRINGENCIA ACCIDENTAL.

La mayor parte de los cuerpos transparentes isótropos no son birrefringentes normalmente. Un cuerpo isótropo es aquel que presenta las mismas propiedades en todas la direcciones del espacio (PRAT, 1988). De esta forma, puede ser caracterizado por dos constantes solamente: su módulo de Young (E) y su coeficiente de Poisson (P) o su módulo de cizallamiento (G).

La birrefringencia accidental consiste en la propiedad de algunos de estos cuerpos que, no siendo birrefringentes en condiciones de normalidad, se convierten en birrefringentes cuando son sometidos a deformaciones o tensiones. Es por ello, que en Fotoelasticidad se utilizan materiales con una birrefringencia accidental muy notable.

Los ejes de birrefringencia de un cuerpo fotoelástico, cuando es sometido a tensiones, coinciden con las direcciones principales de las deformaciones (o tensiones, puesto que es isótropo) (DINKEL, 1987).

La birrefringencia accidental permite estudiar los efectos sobre la luz que produce la tensión o deformación aplicada a cuerpos elásticos.

Cuando una onda luminosa atraviesa un cuerpo birrefringente sometido a tensión, el retardo óptico (δ) entre los dos componentes de la onda, expresado en longitud, es el mismo para todos los colores del espectro.

Por el contrario, para un mismo retardo de longitud, el retardo de fase es tanto más importante cuanto la longitud de onda es más corta; es decir, el retardo óptico es inversamente proporcional a la longitud de onda.

$$\phi = 2\pi \frac{\delta}{\lambda}$$

En resumen, cuando la luz polarizada atraviesa un cuerpo transparente con birrefringencia accidental sometido a tensión, se dividirá en dos ondas polarizadas que viajan en los planos de la tensión principal. Estas ondas tienen diferentes velocidades (onda rápida y onda lenta) y la diferencia de fase resultante puede observarse a través de un filtro polarizador (BAETEN, 1975).

LEYES FUNDAMENTALES DE LA FOTOELASTICIDAD

Se puede definir "stress" (tensión) como la fuerza interna por unidad de superficie que resiste un cambio, ya sea de tamaño o de forma, de un cuerpo. Se define "strain" (deformación) como la deformación interna por unidad de longitud (WHITE, 1978).

Cuando aplicamos fuerzas a un modelo se crean tensiones. Se pueden conocer, si el modelo es birrefringente, las relaciones que enlazan las tensiones y la birrefringencia accidental.

Si se recubre un modelo con una capa de material fotoelástico (técnica de Fotoestres), éste sufrirá, al aplicar fuerzas, deformaciones idénticas a aquel. Esto hace conocer la relación entre deformaciones y birrefringencia accidental.

Estas dos relaciones son lineales. La relativa a las tensiones es la LEY DE MAXWELL, y la que concierne a las deformaciones es la LEY DE NEWMANN.

$$\text{Maxwell:} \quad \delta = C e (\sigma_1 - \sigma_2)$$

$$\text{Newmann:} \quad \delta = K e (\epsilon_1 - \epsilon_2)$$

El retardo óptico (δ) de uno de los componentes de la luz en relación al otro es proporcional al espesor (e) el material atravesado y, según el caso, a la diferencia de las tensiones principales ($\sigma_1 - \sigma_2$) o a la diferencia de las deformaciones principales ($\epsilon_1 - \epsilon_2$).

En la ley de Maxwell, (C) es una constante característica del material empleado y se mide en "brewters", de forma que:

$$1 \text{ brewter} = 10^{-12} \text{ m}^2/\text{N}$$

La constante (K) es un número independiente de las unidades escogidas.

Una luz polarizada plana se representa mediante la fórmula:

$$x = a \cos \omega t$$

Cuando esta luz atraviesa un medio fotoelástico, su plano de polarización estará inclinado en un ángulo (β) sobre una de las direcciones principales, después del polarizador analizador. La intensidad luminosa que subsiste varía como:

$$\text{sen}^2 2\beta \text{sen}^2 \frac{\Phi}{2} = \text{sen}^2 2\beta \text{sen}^2 \pi \frac{eK}{\lambda} (\epsilon_1 - \epsilon_2)$$

Esta intensidad luminosa puede ser nula por dos razones:

1. Porque $\beta = 0$; ó $\beta = \pi/2$, es decir, cuando los polarizadores están paralelos a las direcciones principales de las tensiones. Esta propiedad es independiente de la longitud de onda (λ), del espesor (e), y de la sensibilidad del plástico (K). Es utilizada para determinar las direcciones principales en cada punto de un modelo o de una estructura recubierta de revestimiento fotoelástico.

El lugar en que los puntos que tienen las direcciones principales de tensiones paralelas y perpendiculares en una dirección dada aparece así bajo la forma de una línea negra, llamada ISOCLINA.

2. Cuando $(\epsilon_1 - \epsilon_2) = n f$

Siendo

$$f = \frac{\lambda}{eK}$$

y "n" un número entero cualquiera.

Es decir, cuando la diferencia de las deformaciones principales es nula o igual a un múltiplo entero con un valor fijo (f). Si luego se considera un punto sometido a deformaciones crecientes, será alternativamente negro y luminoso, la variación de la intensidad luminosa está en función sinusoidal de la deformación. Se producirá extinción cuando $n = 0, 1, 2, 3, \dots$ llamándose, a estos números, "órdenes de franja" (TIMOSHENKO, 1968).

Coincidiendo con los distintos órdenes de franja, aparecen colores de interferencia que pueden ser fácilmente distinguidos por el ojo del observador, y por ello, diferenciados de los colores vecinos ocasionados por retardos ligeramente mayores o menores. Estos colores son llamados "tinta sensible" o "cambio de tinta" (BLOSS, 1985).

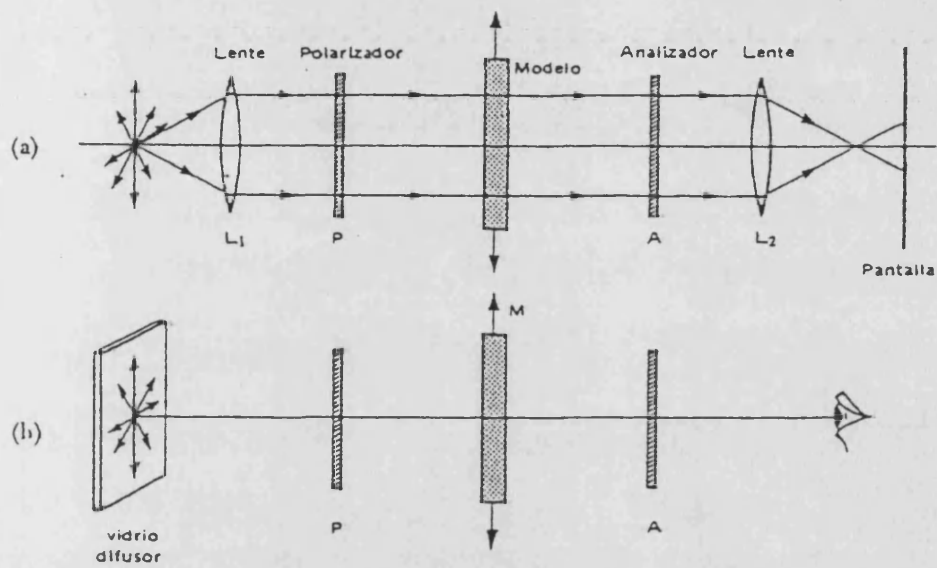
Recíprocamente si, en carga fija, se observa el conjunto de la estructura, todos los puntos para los cuales la diferencia de deformaciones principales es anulada o igual a un múltiplo entero de un valor fijo, son negros. Aparecen franjas negras situadas en los puntos para los cuales $(\epsilon_1 - \epsilon_2) = n f$; siendo "n" un número entero. Esta condición dá las franjas ISOCROMAS.

Las isocromas se presentan en colores que se van repitiendo, cada vez más atenuados, para los órdenes de franja crecientes.

POLARISCOPIOS PLANO Y CIRCULAR.

Se llama polariscopio plano al constituido por dos filtros polarizadores, el primero entre la fuente de luz y el modelo experimental, llamado polarizador; y otro, que se sitúa entre el modelo y el observador, llamado filtro analizador. Con este último se puede visualizar la diferencia de fase de la luz (BRODSKY, 1975) (Esquema 1).

Estos dos filtros pueden ser rotados o girados conservando o no sus posiciones angulares, según nuestras necesidades. Así, cuando están cruzados, en ausencia de tensiones sobre el modelo, la luz no pasa. Por el contrario, bajo el efecto de las tensiones, las franjas aparecen. Dichas franjas pueden ser:



ESQUEMA 1

- Isoclinas, que son negras y dependen de la orientación de los filtros polarizadores.

- Isocromas, coloreadas, que no dependen más que de las tensiones.

Podría darse el caso de confundir isocromas con isoclinas. Esto es fácilmente salvable, ya que cuando se realiza un giro solidario de los polarizadores, las isoclinas se desplazan y las isocromas no lo hacen.

Las isoclinas sirven de auxiliares para encontrar las direcciones principales de las tensiones en el modelo, de forma que si elegimos un punto del modelo y lo marcamos, si se giran solidariamente los polarizadores llegaremos a un momento en el que este punto se vuelve negro. Podemos decir que las direcciones principales en este punto son paralelas a los ejes de los polarizadores, que son localizados según la graduación angular marcada en el soporte de los filtros. Todo esto en un campo polarizado de luz plana.

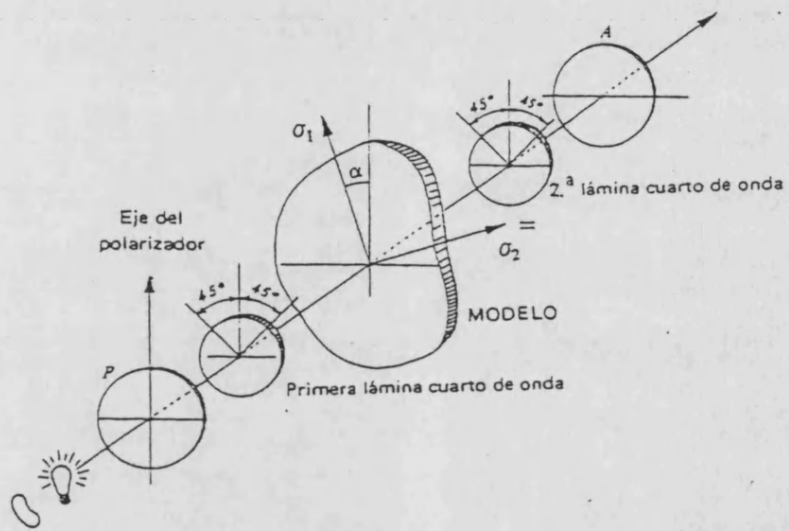
Una vez vistas las direcciones principales mediante la utilización de las isoclinas, interesa el estudio de las isocromas para la medición de las tensiones. Para este fin, es deseable la eliminación de las isoclinas,

que en estos momentos "contaminan" el campo. Para ello, la mejor solución es colocar sobre el trayecto de la luz incidente, un cuerpo birrefringente orientado a 45° en relación a la dirección de polarización, creando un retraso óptico de $1/4$ de longitud de onda. La luz es ahora circular (**Esquema 2**).

La interposición de un filtro $1/4$ de onda ha modificado la birrefringencia total. Esto se compensa poniendo, delante del polarizador analizador, un segundo filtro de $1/4$ de onda orientado perpendicularmente al primero, con lo que se anulan las perturbaciones precedentes.

Estas láminas o filtros de $1/4$ de onda tienen la consistencia del celuloide y son absolutamente transparentes. Son birrefringentes estables y su retardo óptico es igual a $1/4$ de longitud de onda para un color bien determinado en el medio del espectro visible.

Con la interposición de estos filtros se consigue la eliminación de las isoclinas, obteniendo una luz circular que puede ser a derecha o a izquierda, y producida en un montaje óptico llamado polariscopio circular. Normalmente, el polarizador de un fotoelasticómetro por transmisión, produce luz a la izquierda.



ESQUEMA 2

Cuando se trabaja con luz blanca, en la pieza sometida a carga, aparecerá un espectro de colores, en los cuales, en una misma franja, la diferencia de tensiones o deformaciones es constante (AVRIL, 1974).

El espectro de colores aparecerá con la siguiente frecuencia, estando los polarizadores cruzados (Esquema nº 1).

A medida que aumenta el orden de franja, la diferencia de tensiones aumenta.

A cada uno de estos valores, corresponderá un valor de retraso, medido, en este caso, en pulgadas (TECH NOTE 702).

Esquema 3: Correlación entre el retardo óptico y la aparición de los colores.

(10 ⁻⁶ In.)	Retardo
Orden N = 0	
Negro	0
Amarillo	12
Rojo	18
Orden N = 1	22.7
Azul-Verde	25
Amarillo	35
Rojo	40
Orden N = 2	45.4
Verde	50
Amarillo	57
Rojo	63
Orden N = 3	68.1
Verde	73

OBJETIVOS

La Fotoelasticidad es una ciencia que, desde hace muchos años, se ha utilizado en el estudio de las tensiones internas que aparecen en cuerpos de geometría irregular, cuando son sometidos a cargas.

El objetivo del presente trabajo es aplicar esta técnica al campo de la Prótesis Estomatológica, y más concretamente, al de la Prótesis Parcial Removible, aportando un nuevo método de comparar los resultados obtenidos entre los supuestos experimentados.

Se estudian las fuerzas, según esta metodología, que se generan al aplicar distintas cargas, en las sillas libres y dientes pilares de dos tipos de prótesis parciales removibles. La primera, retenida por complejos retentivos R.P.I., y la segunda, retenida por ataches extracoronarios tipo bisagra (KLINAT, Metalor S.A.).

Se ha aplicado un programa de ordenador a un equipo de reconocimiento de formas, análisis y tratamiento de imagen, de manera que se puedan mensurar las superficies de las bandas coloreadas representativas de las mayores o menores tensiones internas que tienen las zonas solicitadas.

Imputando a dichas áreas los valores de retardo óptico que se producen, se podrán comparar estadísticamente las zonas seleccionadas como objeto de investigación.

Se pretende interpretar el comportamiento de estas restauraciones sobre un modelo experimental, sin que se extrapolen los resultados a la cavidad oral. No obstante, creemos que los resultados pueden tener implicaciones clínicas significativas. Sólo los hallazgos clínicos pueden confirmar las previsiones hechas mediante el análisis fotoelástico.

Por otro lado, se abre una vía de investigación que facilite la comprensión de los mecanismos de actuación de otros tipos de prótesis.

MATERIAL Y METODOS

MODELO EXPERIMENTAL

Se ha elegido, como modelo experimental "in vitro", una prótesis parcial removible a extremo distal libre bilateral, puesto que este caso nos permitía la puesta a punto de un método de estudio por fotoelasticidad.

Así, se construyó, en cera, un modelo réplica de una mandíbula humana que presentaba, por un lado, los cuatro incisivos, ambos caninos y los primeros premolares, y por otro lado, una zona posterior bilateralmente edéntula, que reproducía la anatomía normal, incluyendo los trígonos retromolares (**Fig. 1**).

Las piezas dentarias fueron reproducidas de dientes anatómicos i21D-400C (Nissin D.P. Inc.), con raíz incluida, y se alojaban en sus alveolos.

De la mandíbula encerada se tomó una impresión con silicona PROVIL "putty" y "light" (Bayer S.A.) mediante una cubeta individualizada de resina acrílica autopolimerizable SPECIAL TRAY (De Trey, A.G.). Una vez obtenida la impresión, se procedió al vaciado con resina epoxi (PL-2. Measurements Group), siguiendo escrupulosamente las instrucciones del fabricante (INSTRUCTION BULLETIN IB-234-1)(DINKEL, 1987)(Fig. 2).

La resina epoxi PL-2 es un plástico líquido, que fragua a temperatura ambiente al ser mezclado con el activador PLH-2 al 50%, y se vacía cuando alcanza una temperatura de 55°C. Su módulo de elasticidad es de 300.000 psi (0.21 GPa), por lo que escogió como material representativo del hueso mandibular (KRATOCHVIL, 1974). Su factor fotoelástico es de $K = 0.02$.

En la fase de encerado de la mandíbula se habían situado los dientes en los alveolos, teniendo la precaución de aplicar sobre las raíces un espaciador (9 capas de SPACE-DIE Gris, La Belle St. Claire) hasta conseguir 0.1 milímetros de espesor, con lo que se obtuvo un espacio virtual de 0.1 milímetros que simulaba el espacio del ligamento periodontal. Estos dientes se retiraron antes de proceder a la toma de impresión.

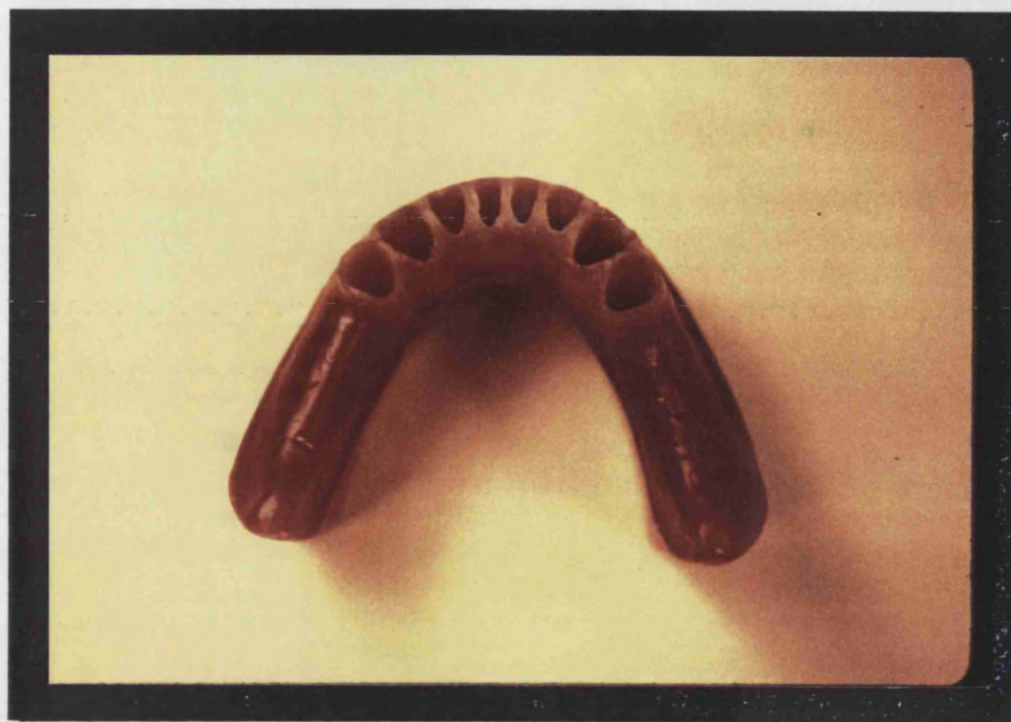


FIGURA 1



FIGURA 2

Sobre las cúspides y borde incisal de los dientes a replicar, se fijó un jito de cera de 0.8 milímetros de diámetro y 2 centímetros de longitud, que terminaba en un bebedero troncocónico. Seguidamente se tomó una impresión del conjunto con silicona de réplica ALPASIL (Alpina Dental) . Se retiró el bebedero, jito y diente, y se procedió al vaciado con resina epoxi PL-1 (Measurements Group) según las instrucciones del fabricante (**INSTRUCTION BULLETIN IB-233**). Una vez completado el fraguado de la resina, se procedió al recortado del jito y al pulido del diente de resina epoxi.

La resina epoxi PL-1 es, también, un plástico líquido curable a temperatura ambiente. Su activador es el PLH-1, que se mezcla en una proporción del 20% en peso. El vaciado se debe realizar cuando la reacción exotérmica alcanza los 52°C. Tiene un módulo de elasticidad alto, de 420.000 psi (2.9 GPa), por lo que se seleccionó como material adecuado para la construcción de los dientes del modelo experimental (**PEZZOLI, 1988**). Su factor fotoelástico es $K = 0.10$.

Tanto el PL-1 como el PL-2, son transparentes y de color ligeramente amarillento.

Se obtuvo así, un modelo de resina PL-2 de la mandíbula, y los dientes de resina PL-1.

El siguiente paso fué el posicionado de los dientes en sus alveolos, maniobra que se realizó con una silicona de adición de tipo "lighth" (Provil L, Bayer), lo que confería características de elasticidad parecidas a un ligamento periodontal (ICHIDA, 1986).

Una vez fraguada la silicona y recortados sus excesos, se procedió a la preparación de los dientes pilares, de la siguiente forma:

1.) Un juego de caninos y primeros premolares fueron tallados, con la pauta habitual (SHILLINBURG, 1978), para recibir coronas completas de metal coladas en palador ALDENOR 30 (Aleaciones Denor, S.A.). Una vez talladas, se enceró directamente sobre el muñón el patrón de encerado, de forma que se preparó un plano disto-lingual y un apoyo oclusal mesial para recibir un complejo retentivo R.P.I.

En los caninos, se prepararon apoyos cingulares que sirvieran de retenedores indirectos.

Se realizó el colado de las coronas y tras situarlas sobre los dientes tallados, cementándose con Oxifosfato de Zinc (S.S. White)(Fig. 3 y 4), se llevó a cabo el encerado del armazón de la prótesis, que constaba de:

- Un conector mayor sublingual.
- Un complejo retentivo R.P.I. sobre cada primer premolar.
- Un apoyo cingular sobre cada canino.
- Conectores menores para los anteriores.
- Rejillas para las bases de acrílico, en las que se prolongó un tope de 1 milímetro que apoyaba sobre el trígono retromolar.

El colado del encerado se realizó con una aleación de Cromo-Cobalto (NIRANIUM VANADIO, Nobilium, S.A.), siguiendo las pautas habituales en este tipo de técnicas.

Tras el debastado y pulido, se realizó el blindaje con resina acrílica MELIODENT (Bayer, S.A.), montando el segundo premolar, y primer y segundo molar



FIGURA 3

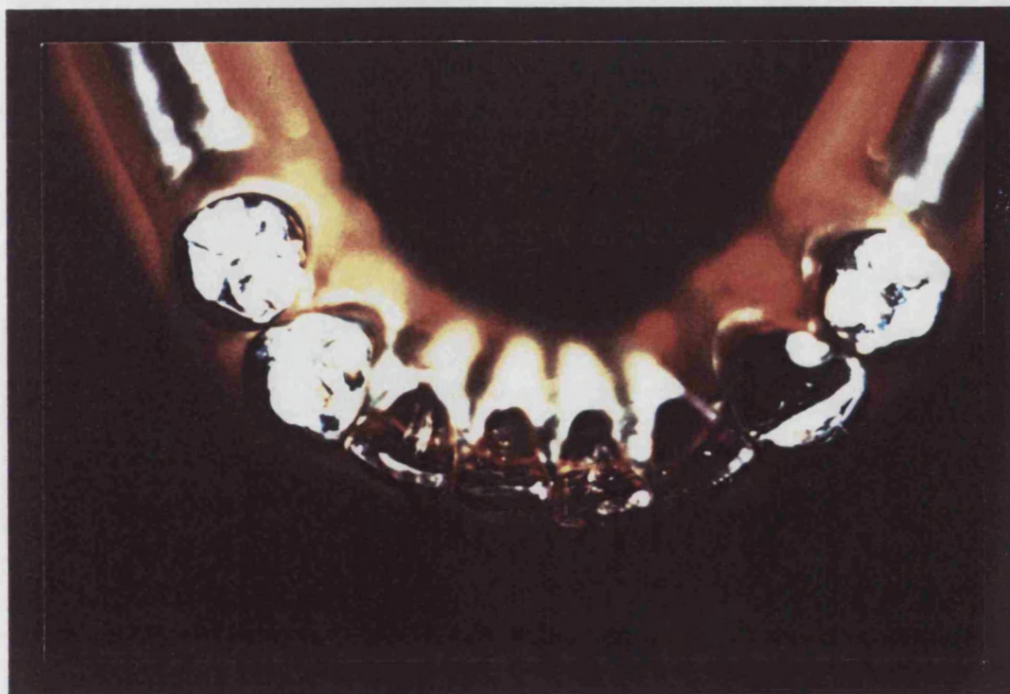


FIGURA 4

VITRIDENT (Vitrident, S.A.)(Fig. 5).

Gracias al tope metálico que se dejó en la zona mucosal de las sillas, se disponía de un espacio silla-reborde alveolar de 1 milímetro, que una vez terminada la prótesis fué rellenado mediante la técnica de rebasado, con un polieter (IMPREGUM, Espe), que imitaba la resiliencia de la mucosa del espacio edéntulo (MacGREGOR, 1978)(Fig. 6 y 7).

2.) El segundo juego de caninos y premolares se tallaron, igualmente, para recibir coronas coladas completas del mismo palador. Seguidamente, se procedió al encerado de las coronas de forma que se unieron las coronas de canino y primer premolar de cada hemiarcada (CHOU, 1989)(RENEVIER, 1984).

Tras el encerado se realizó el colado, según métodos habituales, terminándose las coronas. Más tarde se cementaron, sobre los dientes tallados, con Oxifosfato de Zinc (S.S. White).

Se posicionaron mediante un paralelómetro (FRÄSGERÄT, Degussa, S.A.), en la cara distal de los primeros premolares, las partes hembra de ataches KLINAT (Metalor, S.A.), soldándolos posteriormente (PD barras, Produits Dentaires, S.A.)(Fig. 8 y 9).

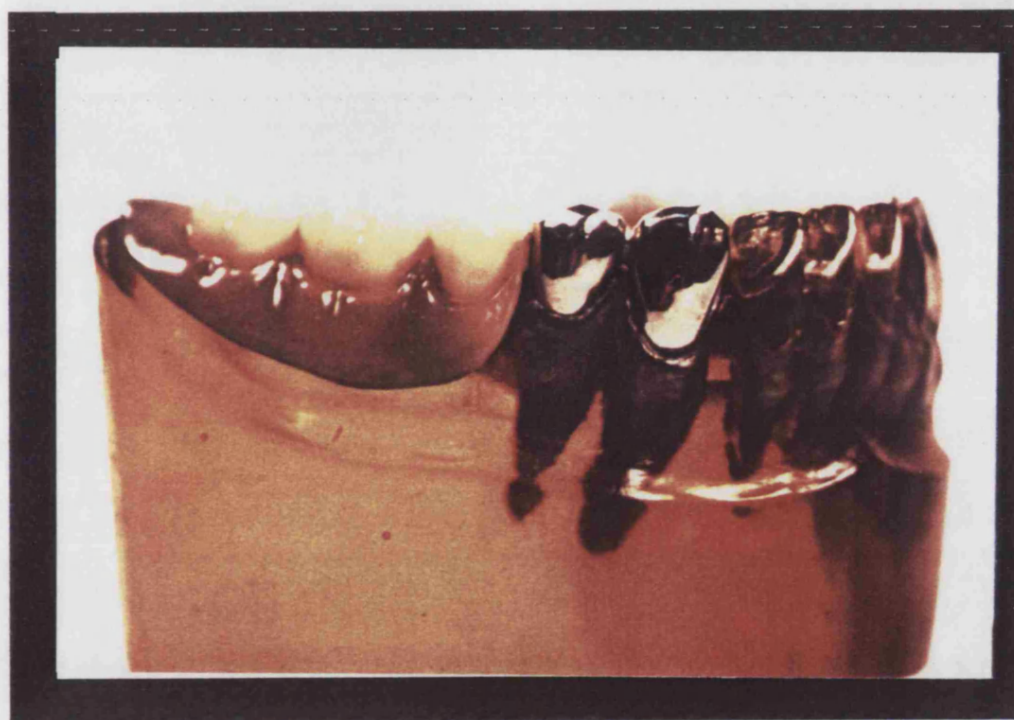


FIGURA 5

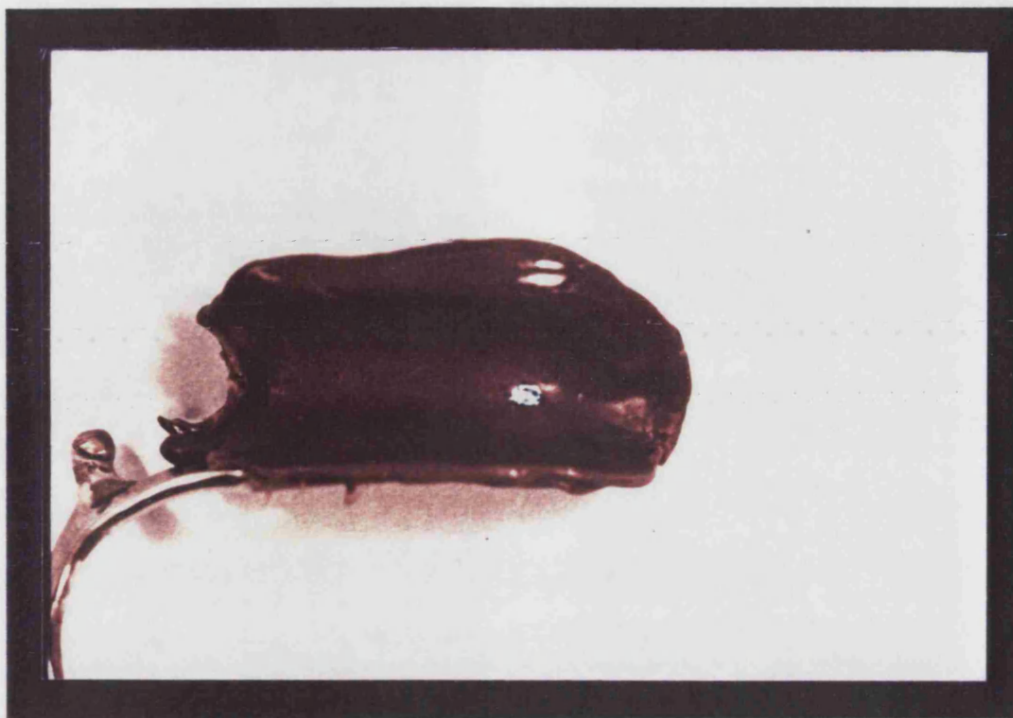


FIGURA 6



FIGURA 7

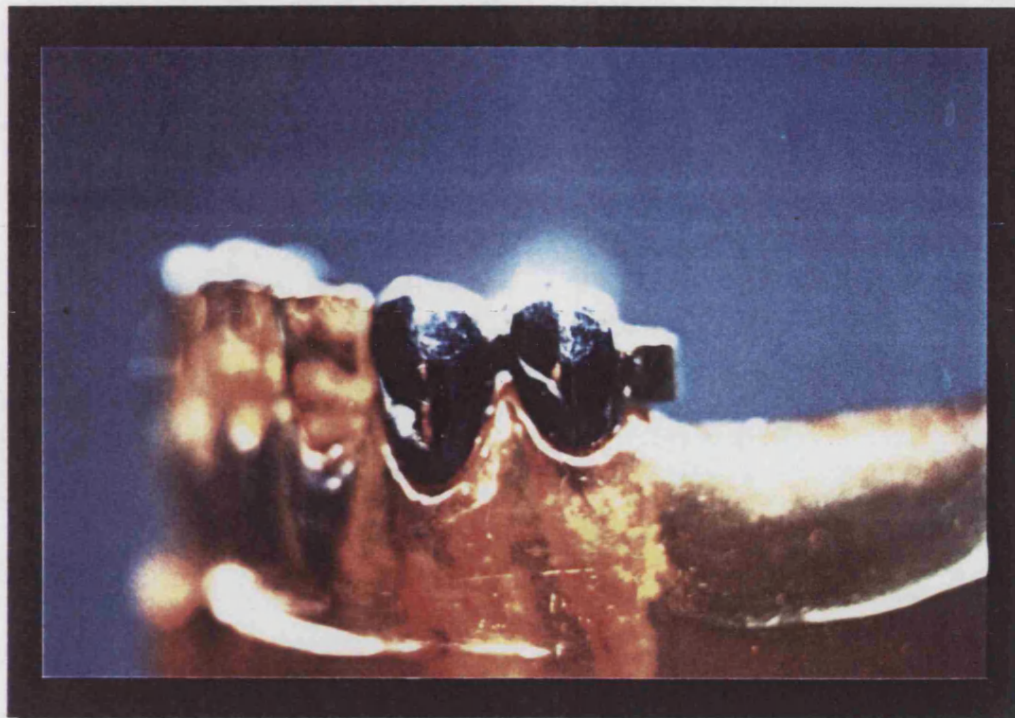


FIGURA 8



FIGURA 9

Dichos ataches eran del modelo corto inclinado (referencia 722).

Una vez situadas las coronas sobre los dientes tallados, se tomó una impresión del conjunto utilizando siliconas de adición, mediante la "Wash-Technique" (GASCON, 1991), y se realizó el encerado del armazón metálico de la prótesis, que constaba de conector mayor, rejilla para las bases de acrílico (aliviadas 1 milímetro, como en el caso anterior), y un alojamiento para las partes hembra de los ataches.

Las matrix, se posicionaron sobre los patrix en el modelo, fijándose aquellas a la estructura removible con resina autopolimerizable DURALAY (Reliance Dental MFG, Co.). Por último, se llevó a cabo la soldadura entre éstos.

Una vez terminado el esquelético (blindaje con la resina acrílica y montaje de los dientes de las mismas casas fabricantes), se rebasó como en el caso anterior (Fig. 10 y 11).

Para la aplicación de las cargas, tanto en uno como en otro modelo, se fabricaron unas piezas, a modo de mordidas, en material plástico HYDROPLASTIC (Vortak Systems LTD.), de manera que tenían relación

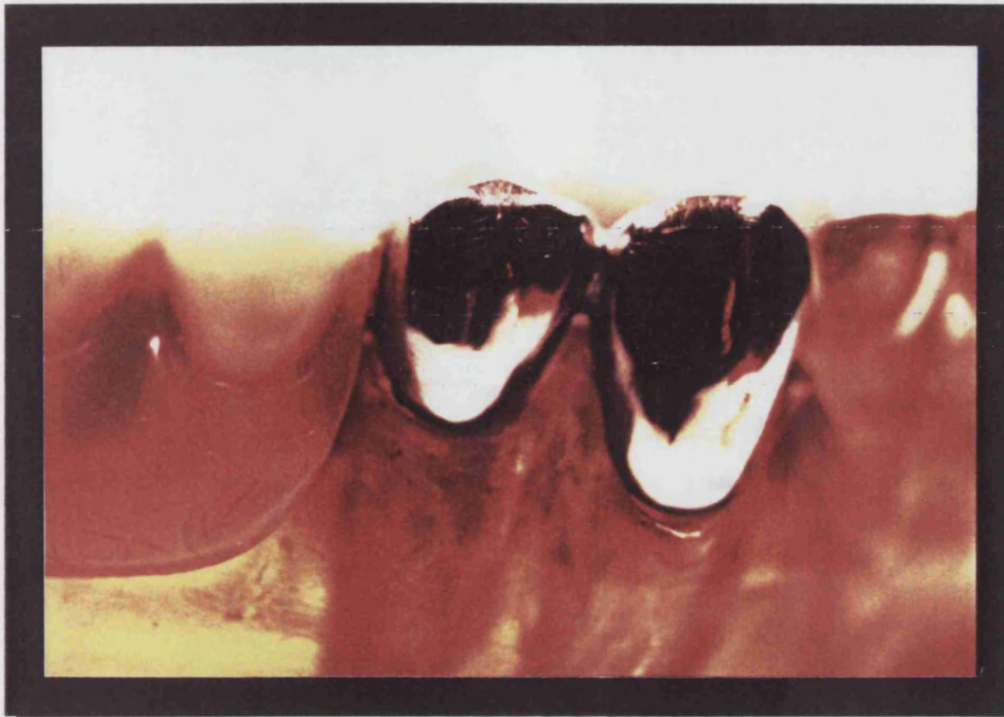


FIGURA 10

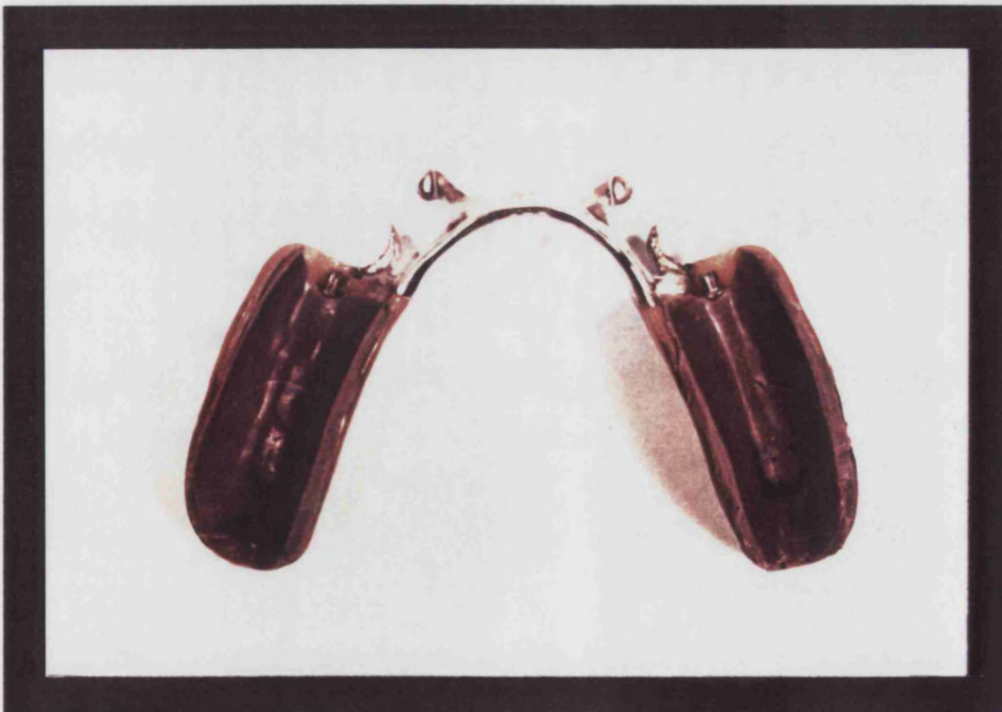


FIGURA 11

con las caras oclusales de segundo premolar y primer molar, por un lado, y con una viga metálica por el otro. Esta barra, atravesaba de una a otra hemiarcada, transmitiendo las fuerzas aplicadas a los segundos premolares y primeros molares (THOMPSON, 1977)(KRATOCHVIL, 1981)(Fig. 12).

Se construyó, en masilla de silicona PROVIL (Bayer,S.A.) una peana de 2 milímetros de espesor, que permitían el asentamiento del modelo experimental sobre la mesa de carga, eliminando por absorción las tensiones que se pudieran originar en la zona de contacto entre el modelo y la mesa de carga (KO, 1986)(Fig. 13).

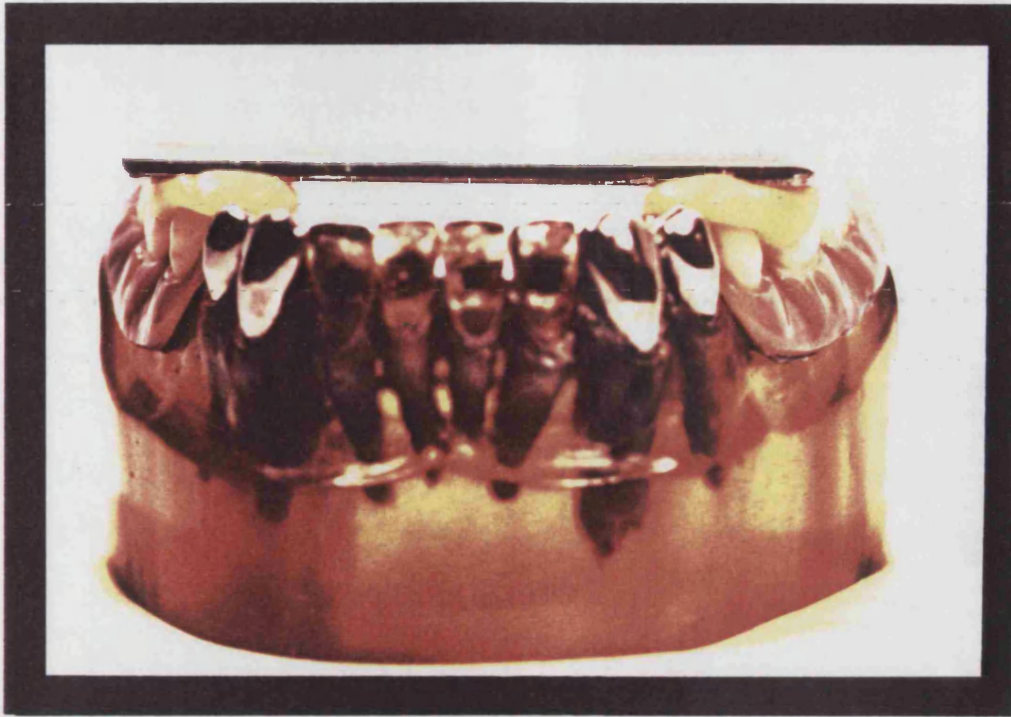


FIGURA 12



FIGURA 13

BANCO FOTOELASTICO

La experiencias del presente trabajo se realizaron sobre una superficie que formaba parte de una estructura metálica, con forma de paralelepípedo y con unas dimensiones de 200x100x100 centímetros.

Sobre esta superficie se instaló un arco de carga, consistente en una base, dos pilares verticales y un travesero que podía bajar libremente sobre la base. De la cara inferior del travesero, emergía un puntero orientable que transmitía las cargas puntualmente al centro de la barra que apoyaba sobre los segundos premolares y primeros molares del modelo experimental(Fig. 14).

La aplicación de las presiones se realizó mediante un dispositivo de palanca de segundo género, que tenía su fulcro firmemente unido a la estructura general metálica. La resistencia se localizaba sobre el travesero del arco de carga, y por último, la potencia se aplicaba en el extremo, con una relación de 4:1, es

decir, por cada unidad de carga empleada, se producía una presión sobre el arco de carga multiplicada por cuatro (**Fig. 15**)(**Esquema 4**).

El rozamiento que se pudiera producir entre los pilares y el travesero, fue prácticamente anulado mediante un sistema de multirodamientos.

Todo el arco de carga, incluida la base, podía girar libremente 360 grados sobre una peana, que como todo el sistema de carga, se fabricó en acero. Esta rotación permitía girar a voluntad el modelo experimental, aún en el caso de estar sufriendo carga.

La base del arco de carga estaba perforada en su centro, de forma que por el agujero asomaba el dispositivo de iluminación que no era afectado por los giros de la base (**Esquema 5**).

La fuente de luz consistía en una lámpara halógena de cuarzo de 100 vatios de potencia, modelo 77501 (Oriel Corporation) a la cual se adaptó un cable de fibra óptica flexible modelo 77525 (Oriel Corporation), de 914 milímetros de largo y 3,2 milímetros de diámetro, que, a través de la perforación de la base de la mesa de carga, llevaba la luz a la cara interna del

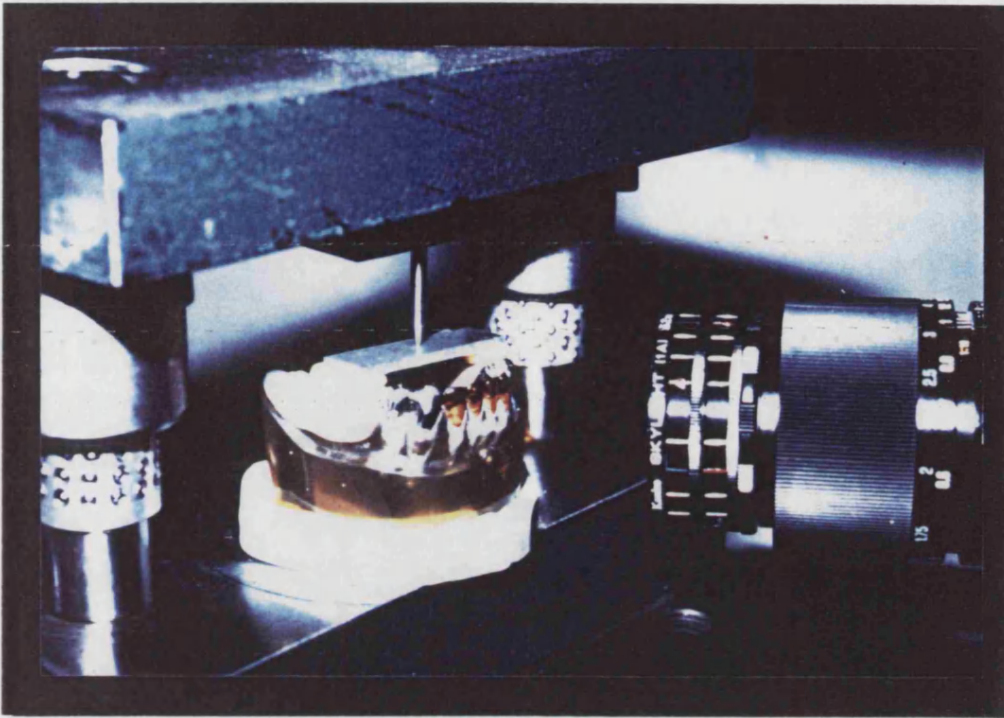


FIGURA 14

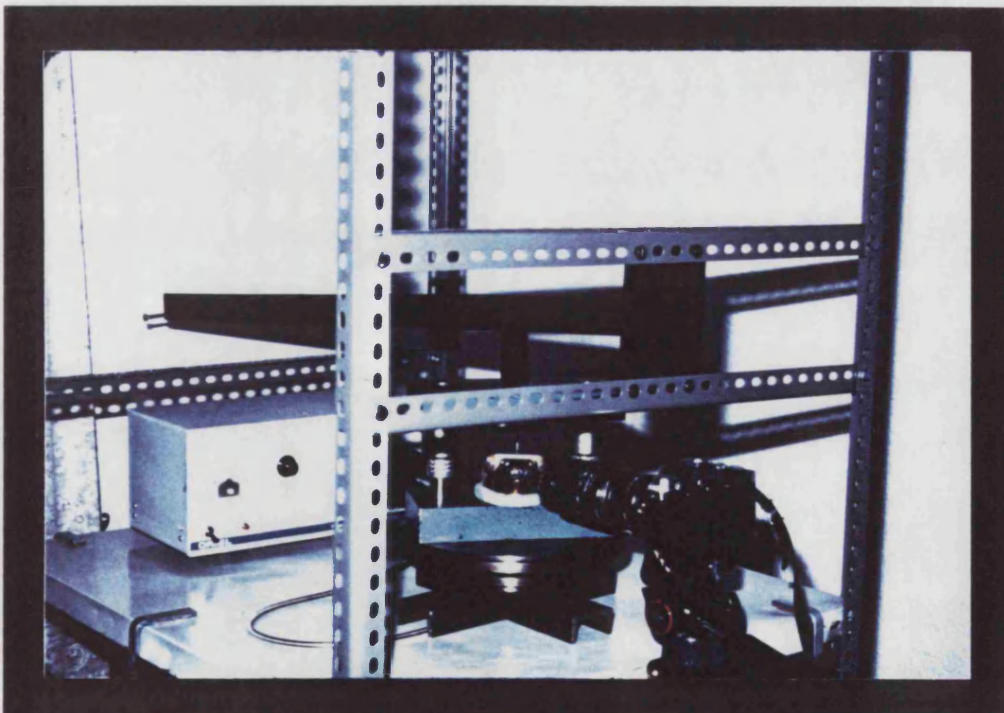
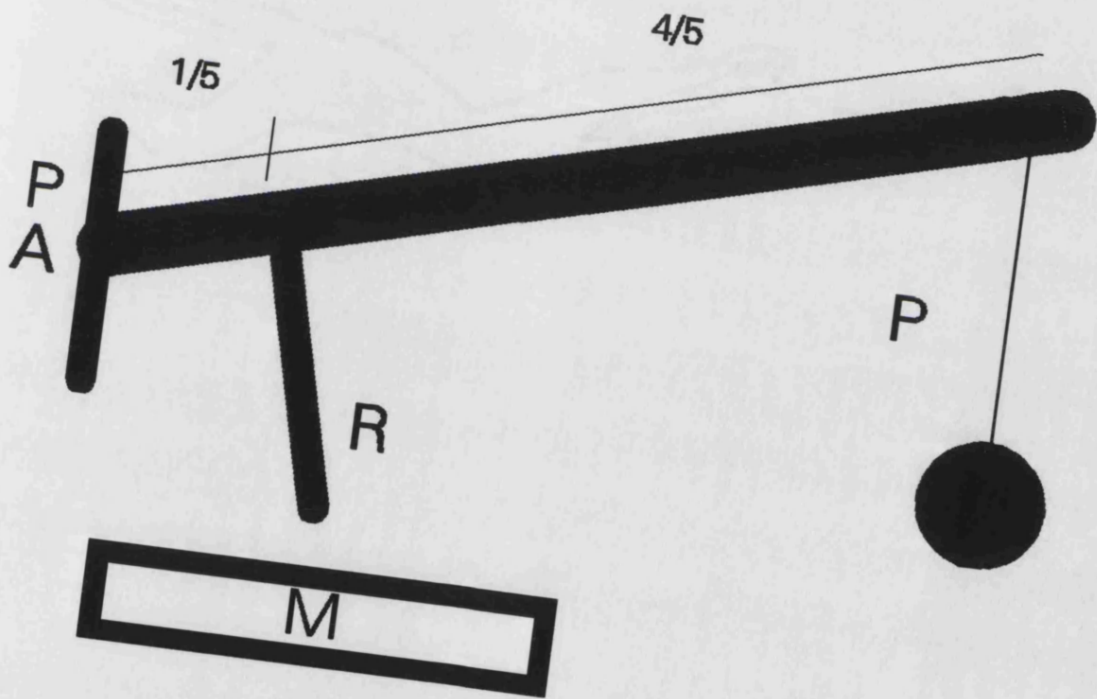
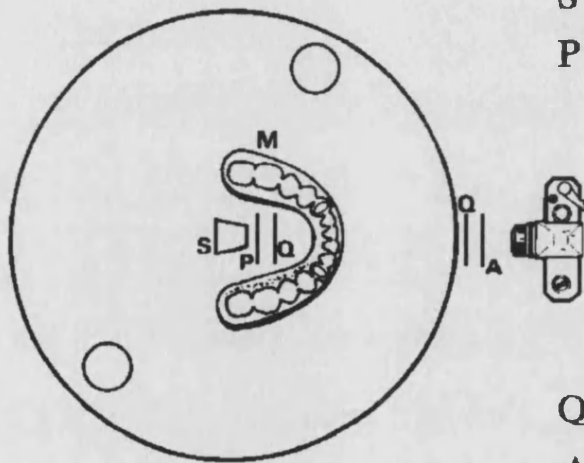


FIGURA 15



PA = Punto de apoyo.
R = Resistencia.
P = Potencia.
M = Modelo.

ESQUEMA 4



M : Modelo
 S : Fuente de luz.
 P : Polarizador.

Q : Cuarto de onda.
 A : Analizador

ESQUEMA 5

modelo experimental situado bajo el travesero de carga. Así, el espécimen se relacionaba, en su cara lingual con la fuente de luz y los filtros adecuados, y en su cara vestibular, con la cámara fotográfica y su juego de filtros (**Fig. 16**).

La cámara fotográfica utilizada fué una NIKON F.E., a la que se adaptó un telemacro de 55 milímetros (MICRO-NIKKOR) y dos anillos de extensión (KENKO "NA") de 12 y 36 milímetros (**Fig. 17**).

La película usada fue KODACK EKTACHROME 100 HC (Kodack Limited) tipo ISO 100/21°, de 24 x 36 milímetros, para las tomas de diapositivas; y FUJICOLOR "HG", tipo ISO 100/21°, para las fotografías.

La cámara estaba inmovilizada sobre un soporte de trípode. Se emplearon tiempos de exposición de 1/60 de segundo, y la apertura del diafragma fué de F 4.

Se instaló el campo de polarización circular a ambos lados del modelo experimental (**Esquema 6**), de manera que:

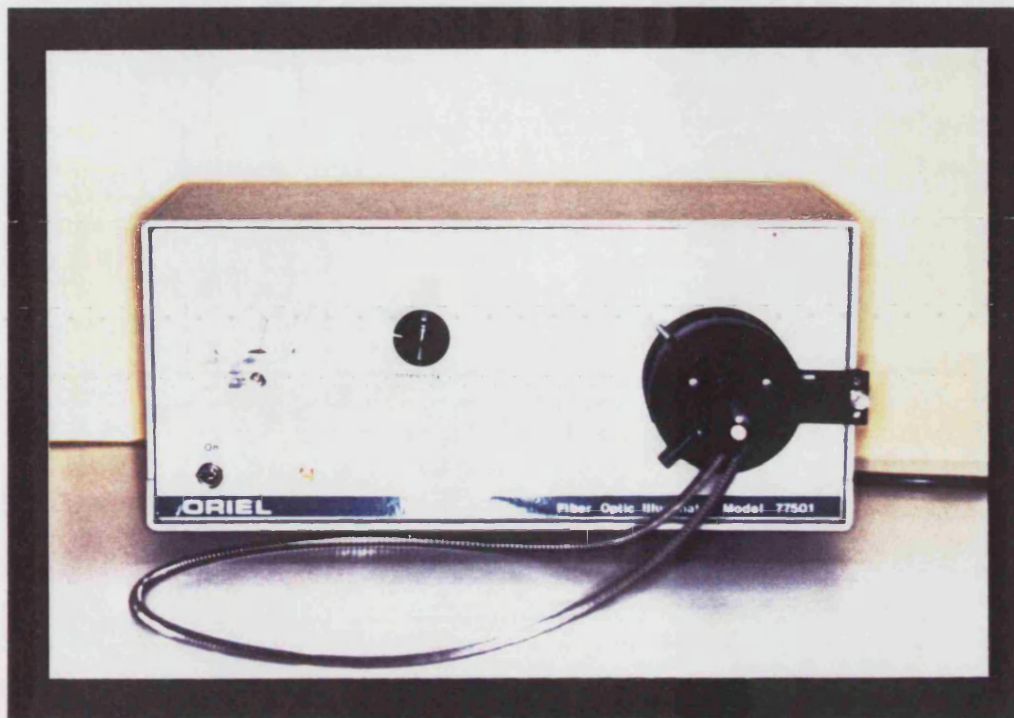


FIGURA 16

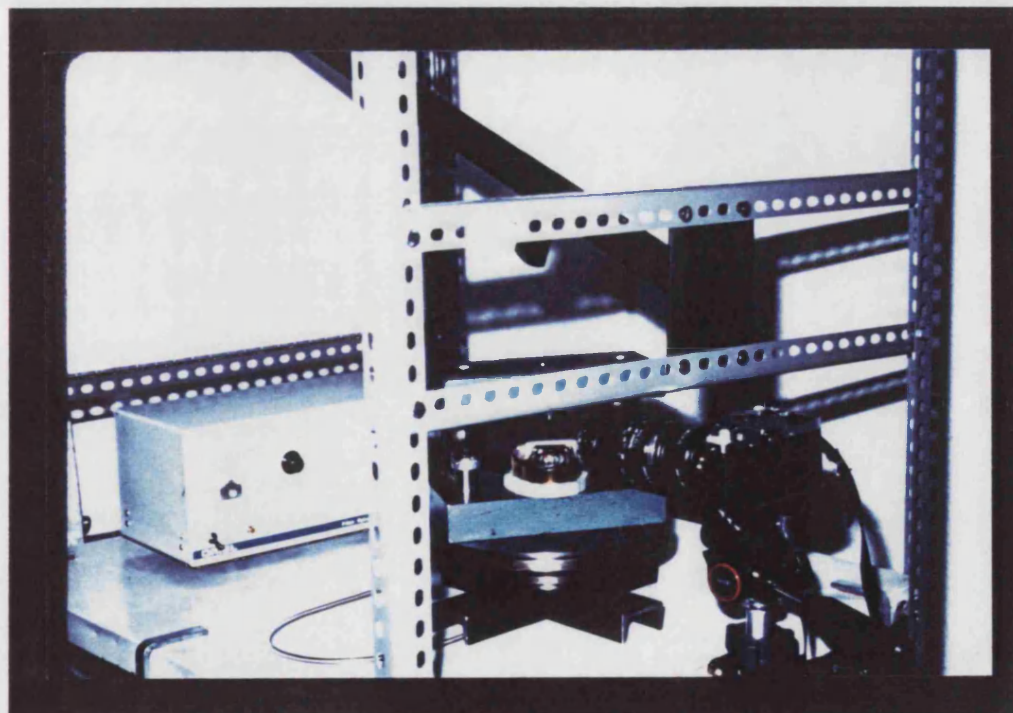
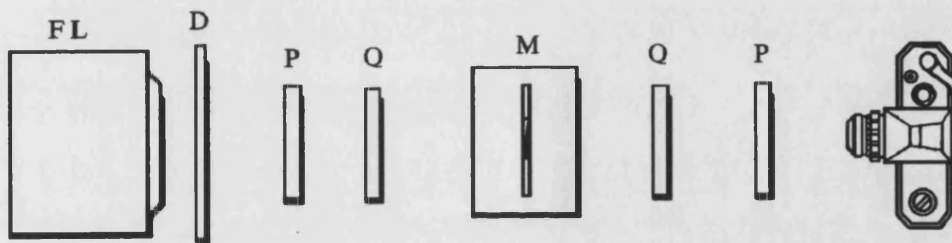


FIGURA 17



FL : Fuente de luz.
D : Difusor.
P : Polarizador.
Q : Cuarto de onda.
M : Modelo experimental.

A) Sobre el extremo de la fibra óptica se construyó un sistema de periscopio con un espejo angulado a 45 grados, tras el cual se dispuso un difusor, y los dos filtros; el polarizador y el cuarto de onda, en este orden. Estos últimos se montaron en coronas que permitían la rotación independiente de ambos. Además, se graduaron las coronas en espacios de 15 en 15 grados (**Fig. 18**).

B) Sobre el telemacro de la cámara fotográfica, se montaron los correspondientes filtros de cuarto de onda y polarizador, también dotados de giro independiente y con las monturas graduadas cada 15 grados (**Fig. 19 y 20**).

Las cargas utilizadas fueron de 0, 24, 44 y 64 Kilogramos, lo que significaba una carga sobre el modelo experimental de 0, 235, 333 y 627 Newtons.

Se realizaron, para cada carga, una fotografía en zona de canino, otra en zona de primer premolar, y otra en la zona bajo la silla libre, a la altura de la cúspide mesio-vestibular del primer molar, para cada lado de la arcada. Se marcó un punto, que servía como referencia, 3 centímetros por debajo de la cúspide

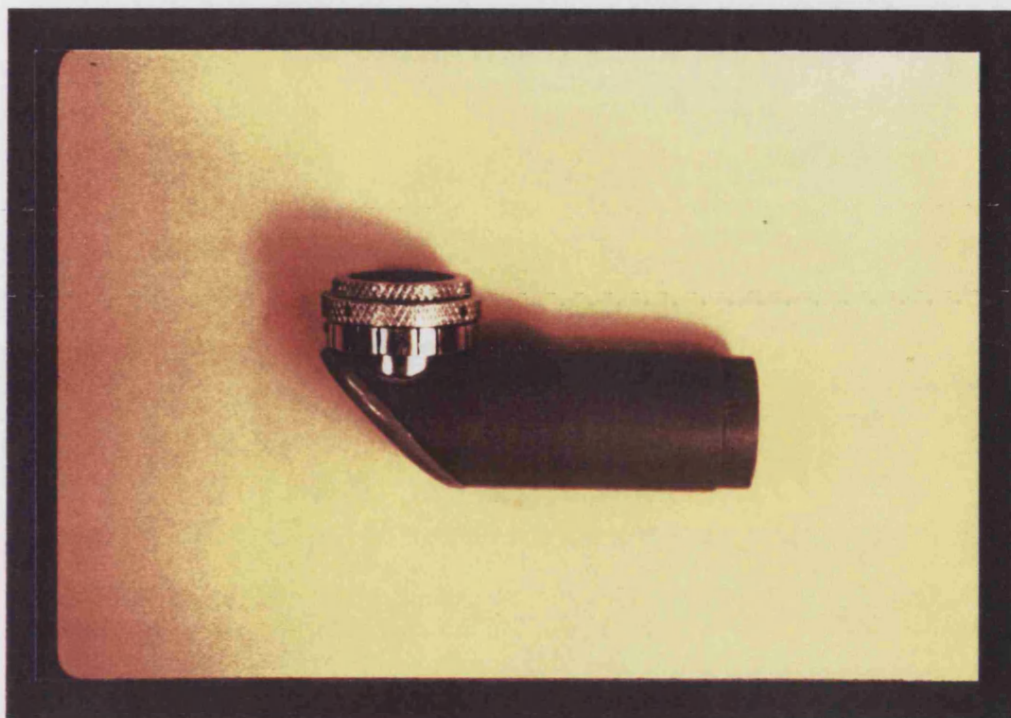


FIGURA 18

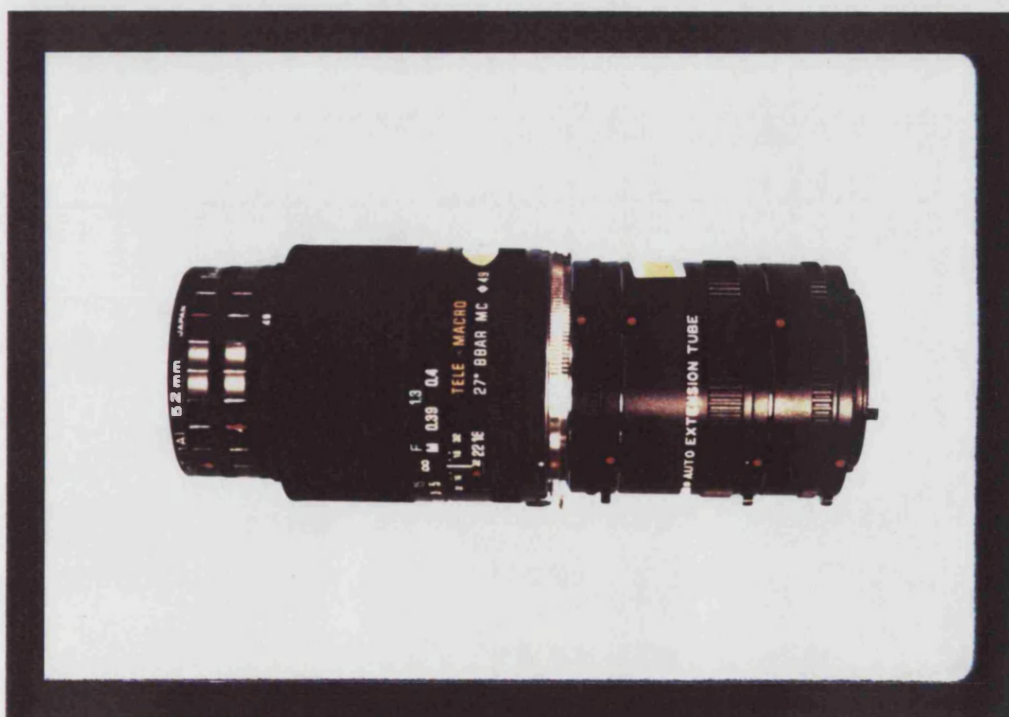


FIGURA 19

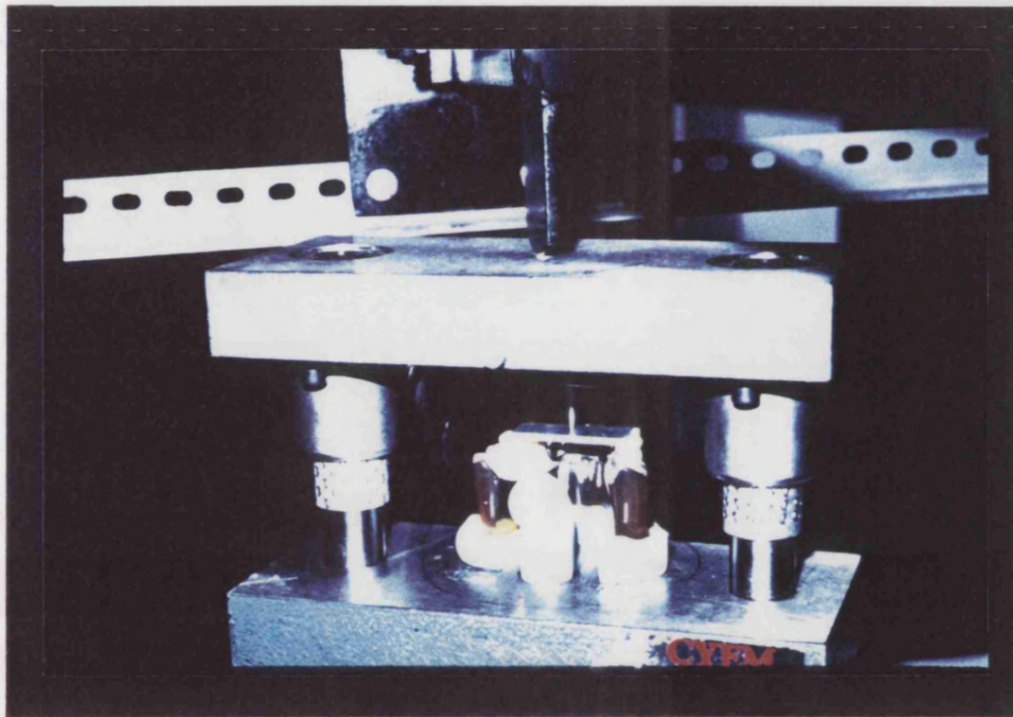


FIGURA 20

mesio-vestibular de los primeros molares. Todas las tomas fotográficas se realizaron sin cambiar, para cada localización, la posición de la fuente de luz ni de la cámara fotográfica, a fin de conseguir resultados comparables entre sí.

Este protocolo se repitió para cada tipo de prótesis analizada.

La experiencia completa se repitió tres veces para comprobar la fidelidad de las imágenes obtenidas.

EQUIPO DE IMAGEN (ANALIZADOR DE IMAGENES)

Para obtener los resultados, hemos utilizado un equipo de reconocimiento de formas, análisis y tratamiento de imagen (analizador de imágenes), compuesto por los siguientes elementos:

1. ORDENADOR. Modelo 380 de la casa Olivetti, con un microprocesador Intel 80386, funcionando a 25 MHz., con 4 MB de memoria RAM en la placa principal, con una unidad de diskette A (1,2 MB) para 5 1/4 ", y otra unidad de diskette B (1,44 MB) para 3 1/2 ". El disco duro posee 185 MB.

2. TECLADO. Con 102 teclas agrupadas en 7 áreas de trabajo. Se trata de una versión nacional compatible.

3. MONITOR. De color, analógico de 14 pulgadas.

4. MONITOR DE IMAGEN. Sony Triniton de 19

pulgadas, de alta definición.

5. CAMARA. Mintron CCD B/N de alta definición.

6. CAMARA FOTOGRAFICA. Nikon F-301 automática.

7. SISTEMA DE ILUMINACION. Constituido por un equipo Intralux-4000 (Volpi), de luz fría y dos brazos de fibra óptica.

8. NEGATOSCOPIO. Convencional, de tamaño 34x40 centímetros de pantalla, dotado de un potenciómetro de intensidad.

9. IMPRESORA. Compatible, a color, Epson LQ-860 matricial, de 24 agujas con alimentador automático.

10. TARJETAS. La configuración de este equipo requiere dos tarjetas, VGA incorporada al procesador, y otra para la adquisición y tratamiento de imagen (PIP-EZ 1024 Matrox).

11. OTROS. El equipo se completa de un coprocesador matemático, de ratón, así como del Software de reconocimiento de formas, análisis y tratamiento de imagen.

METODOLOGIA UTILIZADA

Una vez obtenidas las fotografías (10 x 15 centímetros), se procedió a aplicar, sobre cada una de ellas, una lámina transparente de poliéster (Schwan-Stabilo nº 7250) de 0.10 milímetros de espesor, y sobre ella se trazaron los límites de las franjas según su coloración. Seguidamente, se señalaron los órdenes de franja a los que pertenecían (Amarillo de 1^{er} orden, Rojo de 1^{er} orden, Verde de 2^a orden, Amarillo de 2^a orden, Rojo de 2^a orden, etcétera.). Este sistema nos permitía una mayor exactitud en la medición de las franjas representativas de las tensiones, facilitando la lectura por el analizador de imágenes utilizado.

Después de realizar estos esquemas, se prepararon unas plantillas de plástico transparente de la siguiente manera:

A) Para las zonas edéntulas. Un rectángulo de 10 x 6.5 centímetros, con un punto marcado de forma que distaba 5 centímetros de cada lado, 3 centímetros del margen superior, y 3.5 centímetros del inferior. Se hizo coincidir dicho punto con el que previamente se había marcado en el modelo fotoelástico, 3 centímetros por debajo de la cúspide mesio-vestibular del primer molar de la prótesis. Con ello, se trasladó el rectángulo a las hojas de poliéster en las que ya figuraban los esquemas de las ondas. Esto permitió acotar el área de estudio que elegimos para analizar las tensiones, siendo igual para todas las fotografías de la misma zona y del mismo lado (**Fig. 21**).

B) Para los caninos. Se procedió de la misma forma, con una plantilla de 8 x 7 centímetros, y con un punto situado a 5 centímetros del margen por distal, a 2 centímetros del margen mesial, y a 1 centímetro del borde inferior. Igualmente, se hizo coincidir el punto con el extremo apical de la raíz del canino, trasladando el rectángulo a las transparencias (**Fig. 22**).

C) Para los primeros premolares. Se realizó un rectángulo de 8 x 5 centímetros, con un punto marcado que distaba 3 centímetros del margen distal, 2 centímetros del mesial, y 2 centímetros del borde inferior. Este punto se hacía coincidir con el extremo

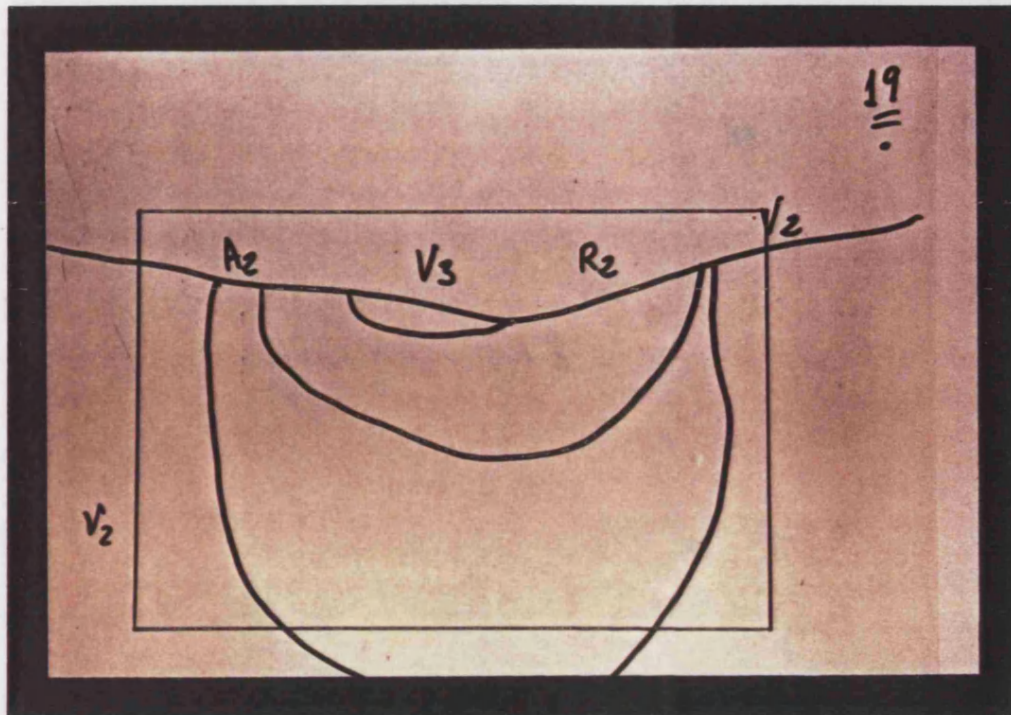


FIGURA 21

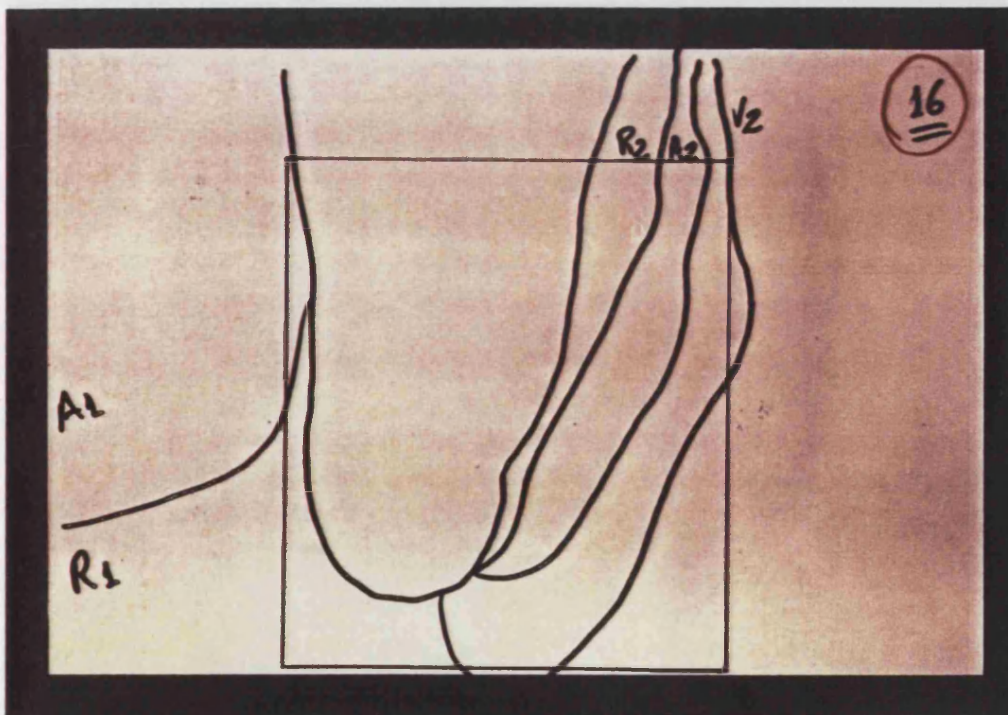


FIGURA 22

apical de la raíz del premolar. Posteriormente, se trasladó el rectángulo a las transparencias, como se ha explicado anteriormente (**Fig. 23**).

Se obtuvieron, así, 36 transparencias que fueron numeradas, donde se podían identificar las ondas por sus valores de orden de franja y por su extensión (**Fig. 24**).

Tras la colocación de las transparencias sobre el negatoscopio, se capturó la imagen por medio de la cámara y se realizó la digitalización de aquella. El formato de la imagen se calibró a 256 x 256 pixels (**fig. 25**).

Seguidamente, se procedió a la binarización del intervalo (255 niveles de gris) de la imagen, de forma que el 0 correspondía al negro, y 255 correspondían al blanco (**fig. 26**).

Tras esto, se etiquetaron las diferentes celdas representadas en las transparencias. Pasando a la selección de las celdas de interés (**fig. 27**).

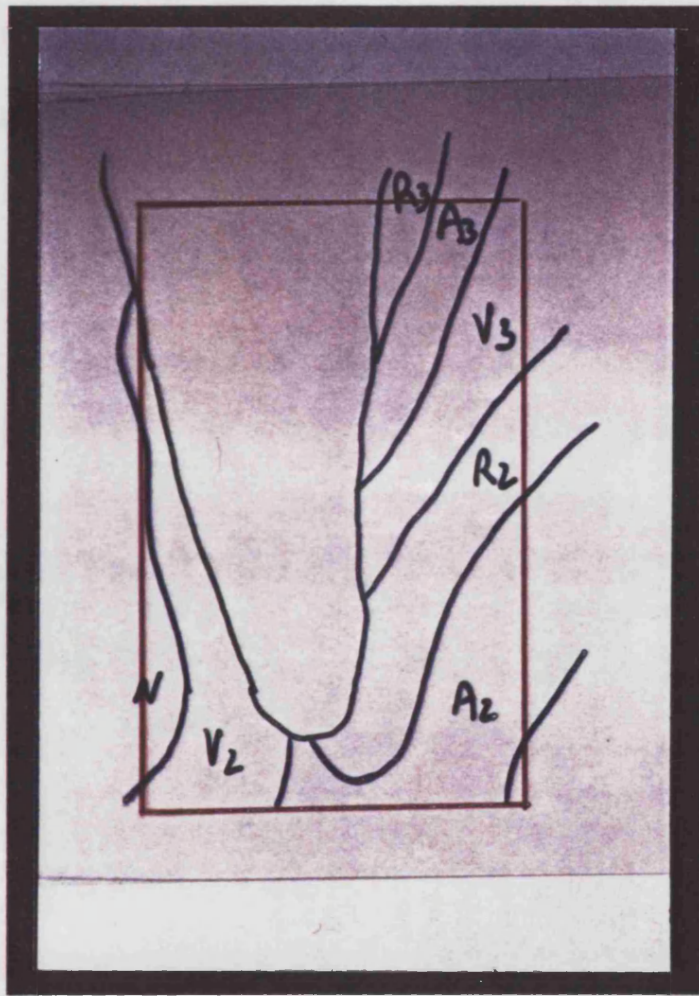


FIGURA 23

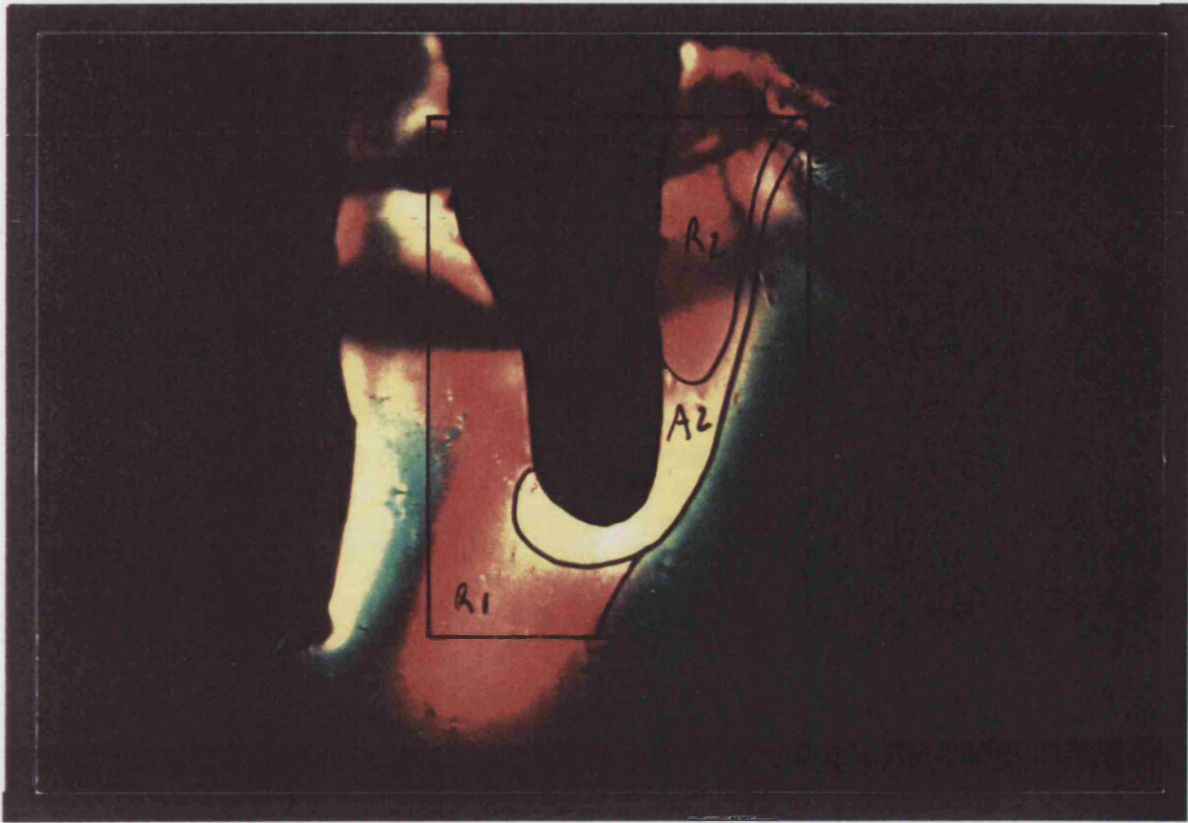


FIGURA 24.

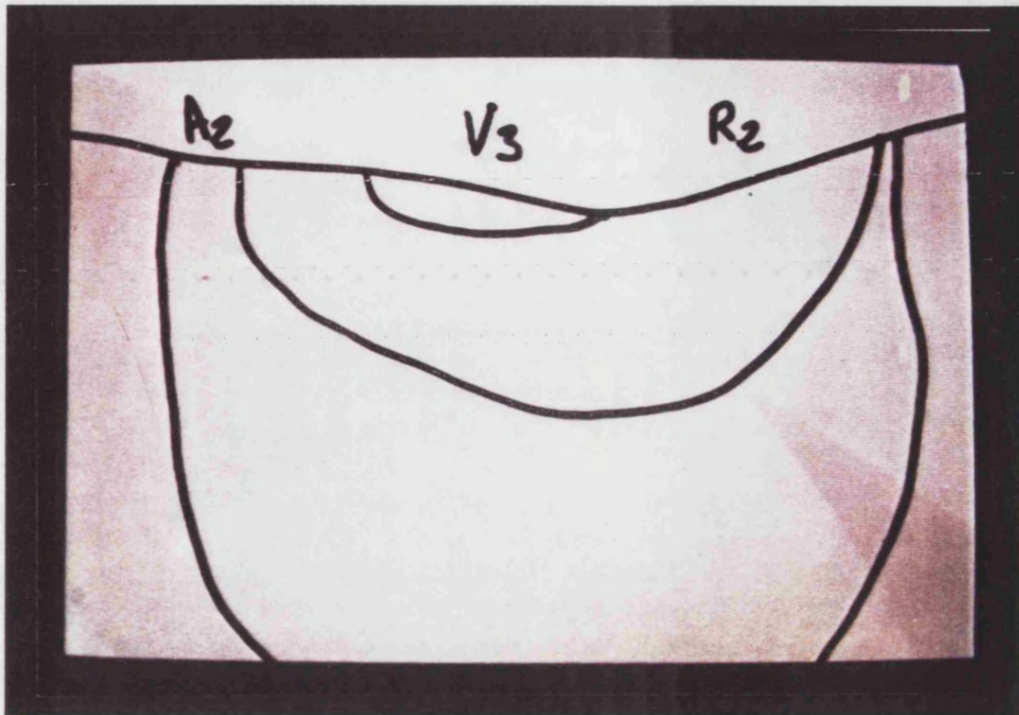


FIGURA 25

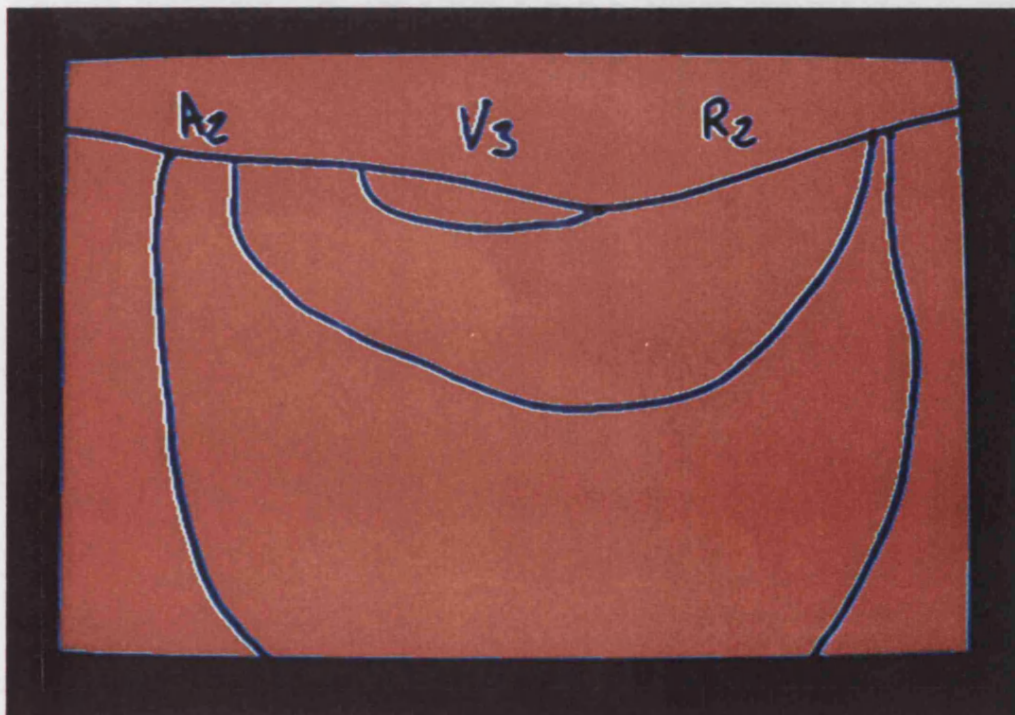


FIGURA 26

Una vez realizado lo anterior, se escogió una escala de unidades relativas. Se analizaron las diferentes celdas para la determinación del área de las mismas (**Fig. 28**). Se pudieron, así, visualizar las áreas de las celdas en el monitor del ordenador por la selección en el monitor de las imágenes (**Fig. 29**).

Se obtuvieron, finalmente, perfiles de intensidad de las imágenes seleccionadas, además de un listado en el que se reflejaban numéricamente las superficies de las celdas seleccionadas en unidades relativas.

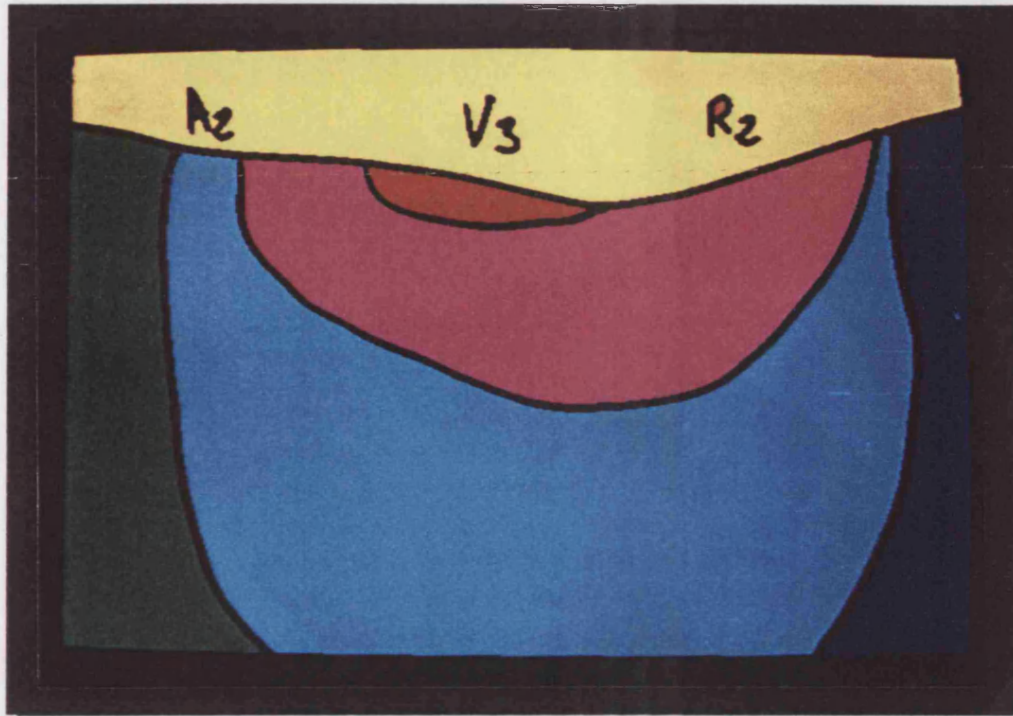


FIGURA 27

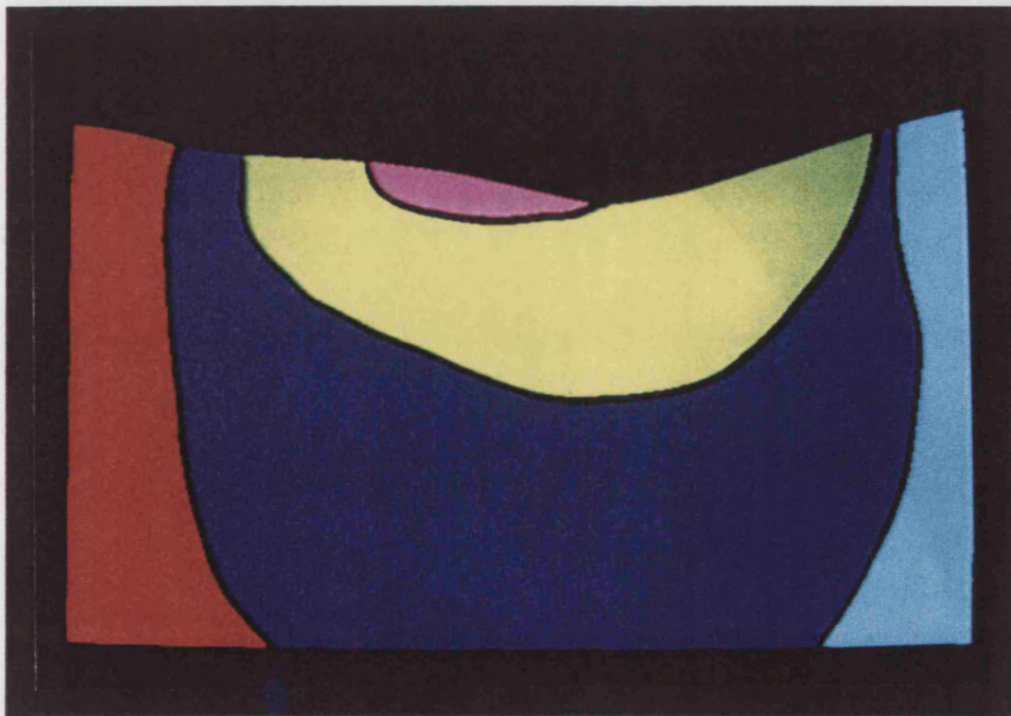


FIGURA 28

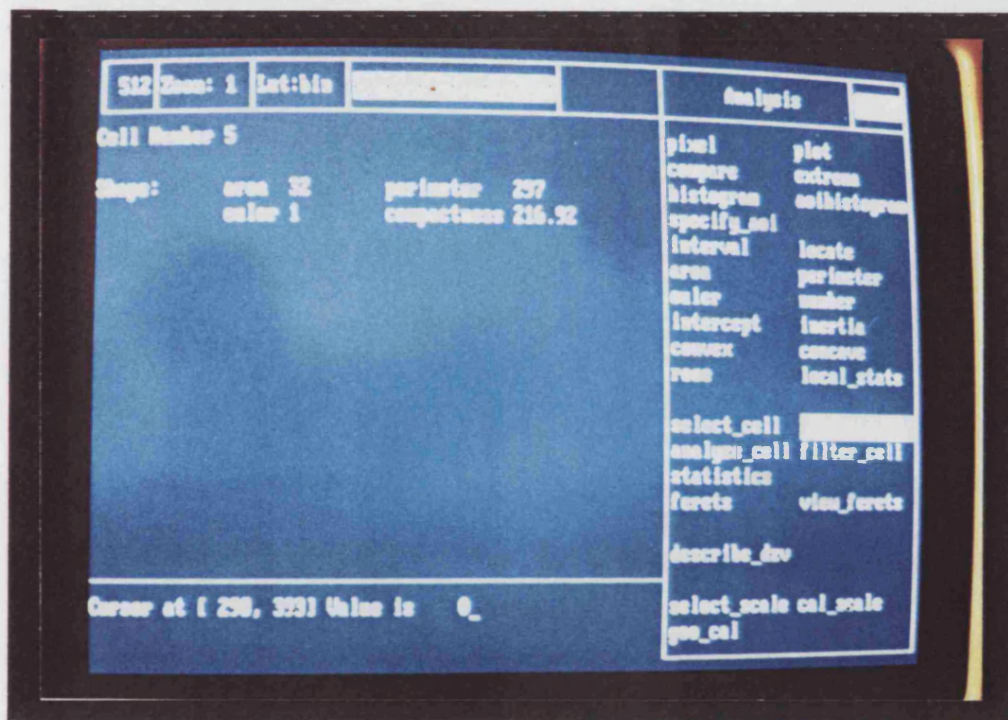


FIGURA 29

PARAMETROS

La Fotoelasticimetría proporciona información sobre la diferencia de las tensiones principales ($\sigma_1 - \sigma_2$) en un punto dado, pero no es capaz de medir concretamente cuanta es ésta tensión.

Mediante el estudio de las franjas Isoclinas, y tras trazar un plano de líneas Isostáticas, muestra en que sentido se dirigen las tensiones.

En nuestro estudio, hemos aplicado la regla, según la cual, a mayor concentración de tensión, mayor concentración de franjas; así mismo, cuando se acercan las franjas, significa que existe un incremento de tensión. Además, la presencia de una coloración homogénea, implica un reparto de carga también homogéneo (STANDLEE, 1988)(HUNTER, 1989)(BURNS, 1990). Basándonos en estas propiedades, hemos delimitado las áreas que ocupan los colores, indicando cuales son de primero, segundo o tercer orden. Una vez dibujados

estos planos, se han calculado la áreas en pixels cuadrados de las mismas, aplicando, seguidamente, un valor que viene dado según el retardo de cada color (AMSTERDAM, 1987)(NEFF, 1985).

Esto nos permite comparar estadísticamente los valores que representa cada fuerza aplicada, en las zonas por nosotros elegidas, entre los diseños probados.

ANALISIS ESTADISTICO

La verificación de un análisis estadístico comparativo no es posible de realizar cuando, como en este caso, no existe una muestra de datos suficientemente numerosa. Ello es debido a que se han obtenido observaciones unitarias para cada una de las localizaciones y cargas aplicadas en los diseños de retenedores directos estudiados.

Por el contrario sí es posible realizar un estudio estadístico descriptivo de los resultados que hemos elegido representar gráficamente, en diagramas de barras para su mejor comprensión.

Se ha analizado los resultados enfrentando, para cada diseño de retenedor directo, la concentración de tensiones en cada hemiarcada según la localización deseada (procesos alveolares edéntulos, caninos y primeros premolares).

También se ha representado gráficamente la concentración de tensiones aparecidas en los diseños de ambos retenedores directos, según las localizaciones antes citadas, para las tres cargas aplicadas (24, 44 y 64 Kilogramos).

RESULTADOS

La observación por transiluminación del modelo de resina epoxi, situado en el campo de un polariscopio circular, muestra una serie de coloraciones que hemos de interpretar. Así, cuando los polarizadores están cruzados y los filtros de cuarto de onda están posicionados a 45° de los ejes de polarización, se podrán obtener exclusivamente las bandas isocromas (coloreadas), habiéndose eliminado las isoclinas (negras).

Estas bandas coloreadas reflejarán la absorción por el modelo experimental de las fuerzas aplicadas, manteniéndose constantes las tensiones en toda la superficie que ocupen cada una de ellas, de manera que nos darán idea de donde se producirán las concentraciones de las tensiones, y según su número y la aproximación entre las bandas, se podrá deducir su magnitud. Así, cuanto mayor sea el número de bandas, mayor será la tensión soportada en el seno del modelo experimental. De la misma forma, cuanto más próximas se encuentren dichas bandas coloreadas, mayor será el gradiente de tensión existente.

Otro factor que ayudará a valorar las bandas es su grado de homogeneidad con respecto a su coloración. Cuanto más homogéneo sea el color de una banda, tanto más equitativamente se repartirá la carga aplicada puesto que, como hemos dicho, la tensión es constante en el área que ocupa cada color.

Cuando un modelo de experimentación no está cargado, por su condición de birrefringente accidental, como ya vimos, no aporta coloraciones a la observación, salvo la amarillenta propia de la resina plástica (**Fig. 30 y 31**).

Es necesario hacer notar que la observación directa en el polariscopio circular proporciona mayor información que la observación indirecta sobre fotografías, pues en el banco de trabajo se puede seguir la secuencia de aparición de los patrones de color, lo que facilita la identificación del orden de franja al que pertenece.

Este proceder se realizó en el presente trabajo. Con ello se conseguía dejar constancia de la secuencia de aparición de las bandas coloreadas, lo que fué particularmente útil en el momento de interpretar las fotografías tiempo después de realizar la fase de laboratorio.

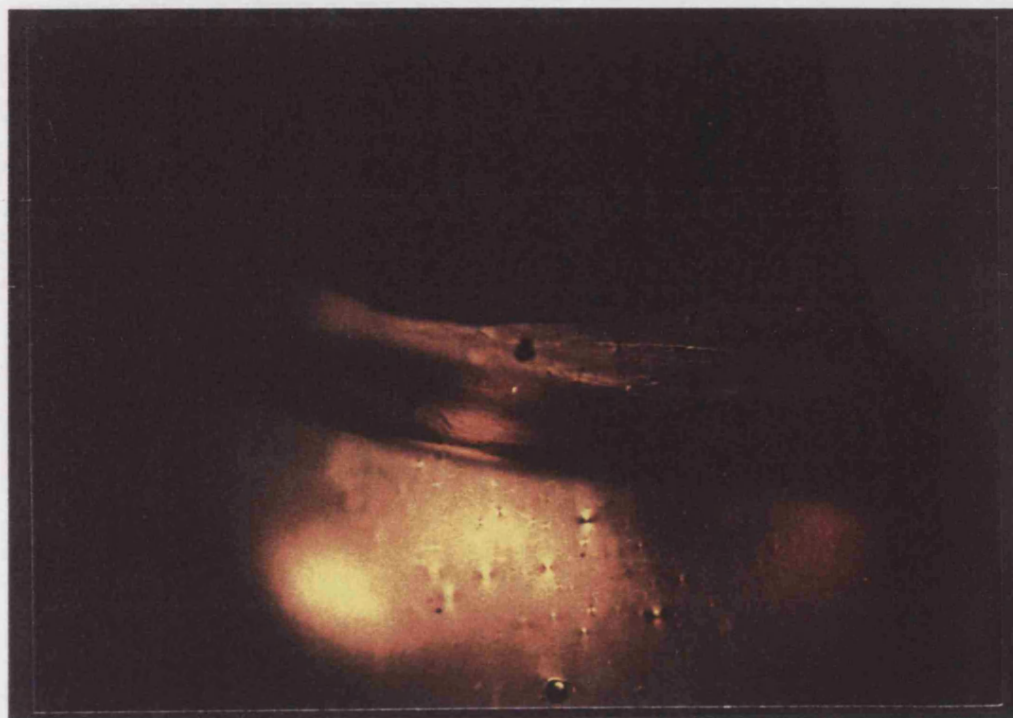


FIGURA 30



FIGURA 31

Encontramos con frecuencia la coincidencia de bandas originadas en zonas de origen próximo, por ejemplo en raíces de primer premolar y canino, que se interferían dificultando su identificación y procedencia. Este hecho se presentaba asiduamente y se solucionó observando la evolución y recorrido de las ondas o bandas al cargar el modelo de experimentación.

Las bandas tenían su origen en la zona de aplicación de la carga (raíces de los dientes y tramos distales edéntulos) y progresaban por el interior del modelo experimental alejándose del lugar de origen, de forma que la primera franja coloreada que aparecía pasaba a estar más alejada del punto donde había nacido al aparecer la segunda banda, y así sucesivamente. Buscando un símil, este fenómeno se podría comparar al que ocurre cuando se lanza un objeto sobre una superficie líquida; las ondas se alejarán del lugar donde se han iniciado.

Es muy importante recordar que estas bandas se identifican desde la perifería hacia el punto donde se han originado, de forma centrípeta.

Como ya vimos en el capítulo dedicado a los principios de la Foloelasticidad, las coloraciones se sucederán en una secuencia que siempre será la misma, de manera que la primera banda coloreada que aparecerá,

será de color amarillo, siendo denominada AMARILLO DE PRIMER ORDEN. Después aparecerá una banda de color rojo, llamado ROJO DE PRIMER ORDEN.

Tras la banda roja de primer orden se producirá el "cambio de tinta" que traduce al observador el paso brusco de un color a otro, siendo éste último el color verde.

El cambio de coloración del rojo al verde viene provocado por el cambio de orden de franja, que estará en función del retardo óptico de las ondas de luz originado por la difracción del haz luminoso al atravesar el modelo experimental birrefringente solicitado.

Un determinado orden de franja significa la extinción de un color que corresponde a una determinada longitud de onda, y por ello la aparición de su color complementario, que es el que observaremos.

Sabemos que a medida que aumenta el orden de franja, las tensiones existentes en el modelo experimental aumentan, es decir, que a mayor número de orden de franja observado, mayores serán las tensiones que allí existen. También recordamos que la tensión, o más propiamente la diferencia de tensiones en un punto del modelo experimental, es proporcional al retardo óptico que se producirá entre las dos ondas refractadas que

atraviesen dicho modelo (onda rápida y onda lenta).

Así pues, la secuencia de bandas de color se continuará, tras el amarillo y rojo de primer orden con el verde, al que se denomina como VERDE DE SEGUNDO ORDEN.

Después del verde de segundo orden aparece el AMARILLO DE SEGUNDO ORDEN, seguido por el ROJO DE SEGUNDO ORDEN. Seguidamente, vuelve a aparecer el verde, lo que significa otro "cambio de tinta" y por ello el paso del segundo al tercer orden, llamándosele VERDE DE TERCER ORDEN. Los colores aparecerán cada vez más pálidos, completando el tercer orden los AMARILLO y ROJO DE TERCER ORDEN. La secuencia prosigue hasta alcanzarse el quinto orden, en el que los colores son tan tenues que difícilmente son diferenciables.

En la exposición de nuestros resultados, vamos a presentar primeramente un análisis simple de lo observado en cada uno de los dos diseños de prótesis ensayados (con retenedor R.P.I. y con retenedor Klinat), deteniéndonos a estudiar los cambios acaecidos en cada una de las zonas escogidas.

Posteriormente, realizaremos un análisis descriptivo según los valores que hemos cuantificado para cada banda obtenidos en las prótesis ensayadas.

ANALISIS SIMPLE

En él procederemos a estudiar qué bandas aparecen, de qué orden son y que significación fotoelástica poseen, intentando inferir posibles relaciones entre lo que se deduce de la observación del modelo experimental y lo que pueda suceder en la utilización clínica de las prótesis utilizadas.

1. MODELO EXPERIMENTAL CON RETENEDOR R.P.I.

A) En ZONAS DISTALES EDENTULAS.

Al estudiar las imágenes obtenidas en ambas áreas edéntulas, lo primero que llamaba la atención era el cambio de coloración que se apreciaba entre el modelo experimental cuando estaba libre de carga, y el aspecto que mostraba al ser aplicados 24 kilogramos de carga. Así, en el caso de estar libre de fuerzas (**Fig. 32**), el modelo presentaba un color amarillento-marrón, propio

de la resina epoxi de la que estaba construido. Esta imagen difícilmente se podía confundir con la del modelo solicitado (fig. 33) en la que se aprecia una coloración amarilla luminosa, propia de una banda, que como ya dejamos dicho, es siempre la primera en aparecer y que es denominada amarillo de primer orden.

Al aumentar la carga a 44 kilogramos se apreciaba la aparición de bandas coloreadas que, tanto en la hemiarcada izquierda como en la derecha provenían, en parte, del diente pilar distal (verde de segundo orden y rojo de primer orden). No obstante, se podían diferenciar zonas de amarillo y rojo de primer orden propias de la tensión que existía por la acción de la silla protética (Fig. 34 y 35).

La tensión producida en el modelo se presumía homogéneamente distribuida, puesto que las bandas presentaban una coloración muy uniforme.

Al aplicar 64 kilogramos de carga se incrementa la extensión de las bandas producidas por el pilar distal, pero seguían existiendo, sobre todo en el lado izquierdo, bandas propias de la presión que soporta la zona edéntula (rojo de primer orden y verde de segundo orden). Se había pasado de bandas de primer orden a bandas de segundo orden, lo que significaba un aumento de la presión lógico por haberse aumentado la carga

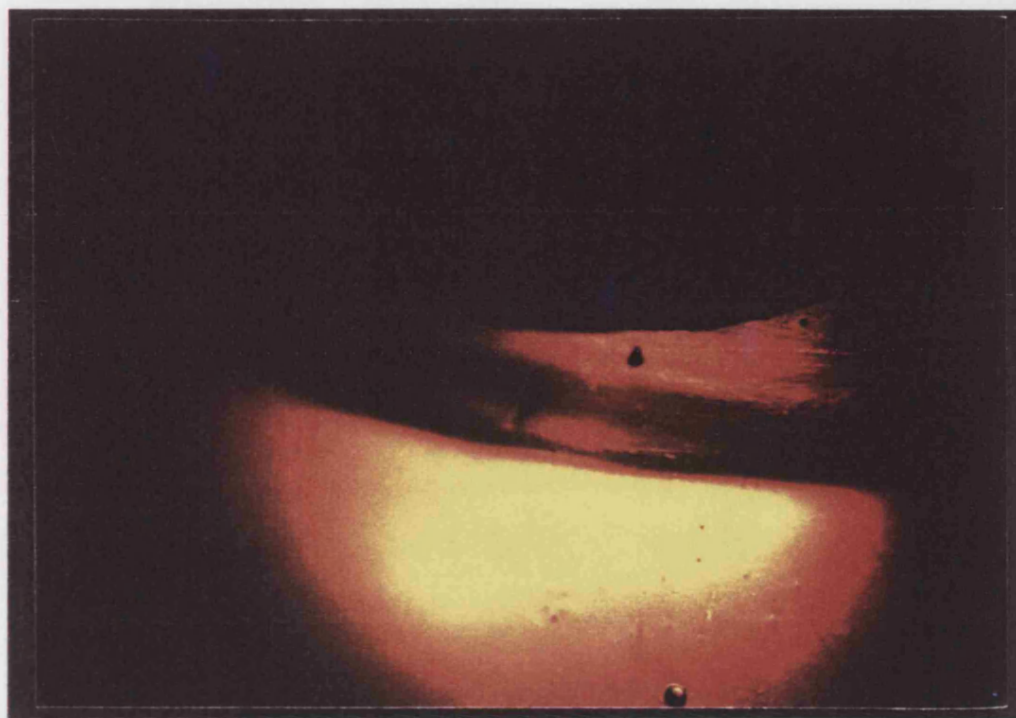


FIGURA 32

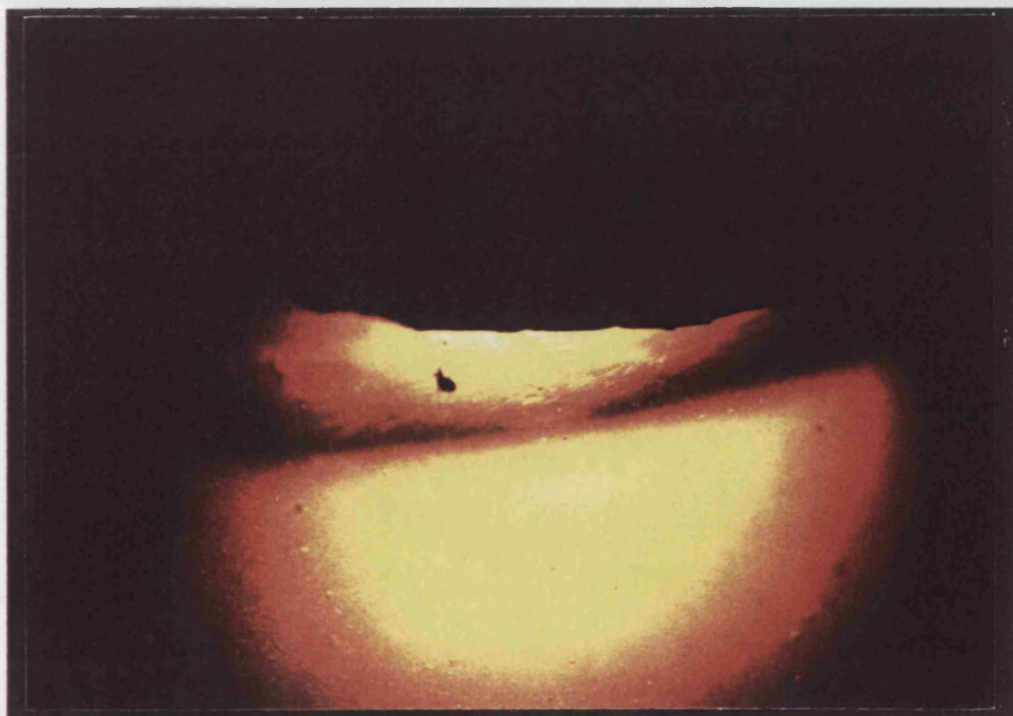


FIGURA 33

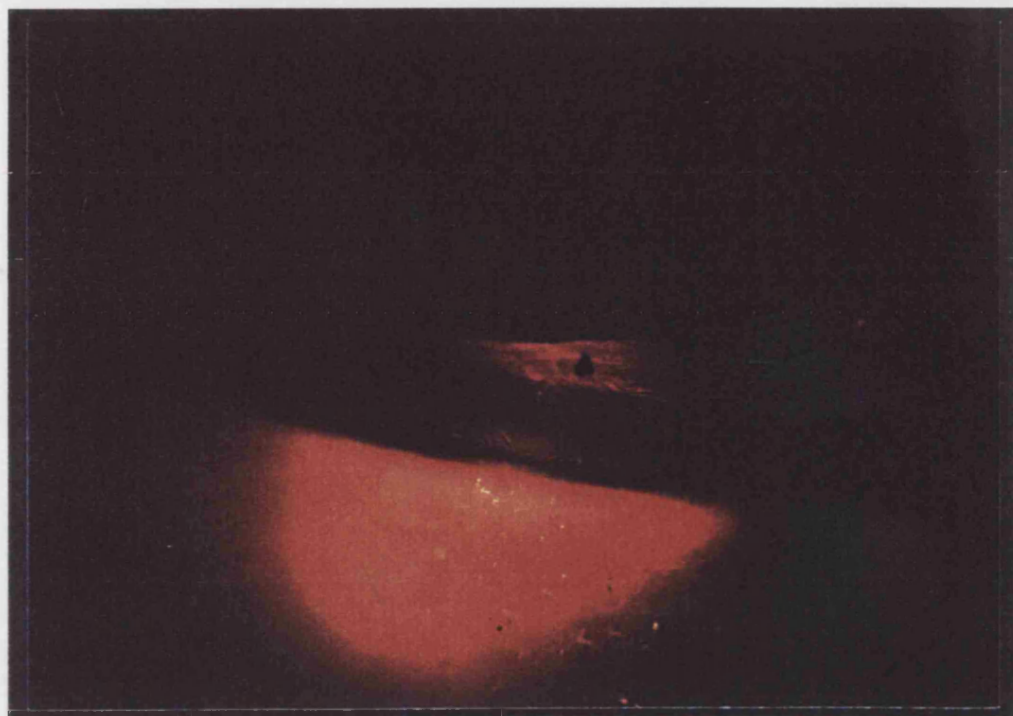


FIGURA 34



FIGURA 35

aplicada. No obstante, el reparto de las fuerzas continuaba siendo equitativo a tenor de la homogeneidad de los colores observados, lo que nos hablaba de una correcta distribución de las fuerzas oclusales en la zona que simulaba el proceso edéntulo, debido a una buena adaptación de la silla protética (Fig. 36 y 37).

Se producía un corrimiento de bandas originadas en el diente pilar distal que, en cierta manera, "chocaban" con las bandas propias del espacio edéntulo. Esto es comprensible si se tiene en cuenta la proximidad entre la raíz del primer premolar (pilar distal de la prótesis) y la zona estudiada en el tramo edéntulo. Aquí fue muy útil la observación directa durante la aplicación progresiva de las cargas para identificar el lugar de procedencia de las bandas, puesto que se veía claramente como el tren de ondas coloreadas viajaba hacia distal del último diente pilar, evitando la confusión con las ondas originadas por la presión de la silla libre protética.

B) En ZONA DE LOS PRIMEROS PREMOLARES.

Al observar la zona radicular de los primeros premolares, llamaba la atención la aparición de las bandas coloreadas en un área distal de las raíces, pues es allí donde se producían aparentemente la mayor

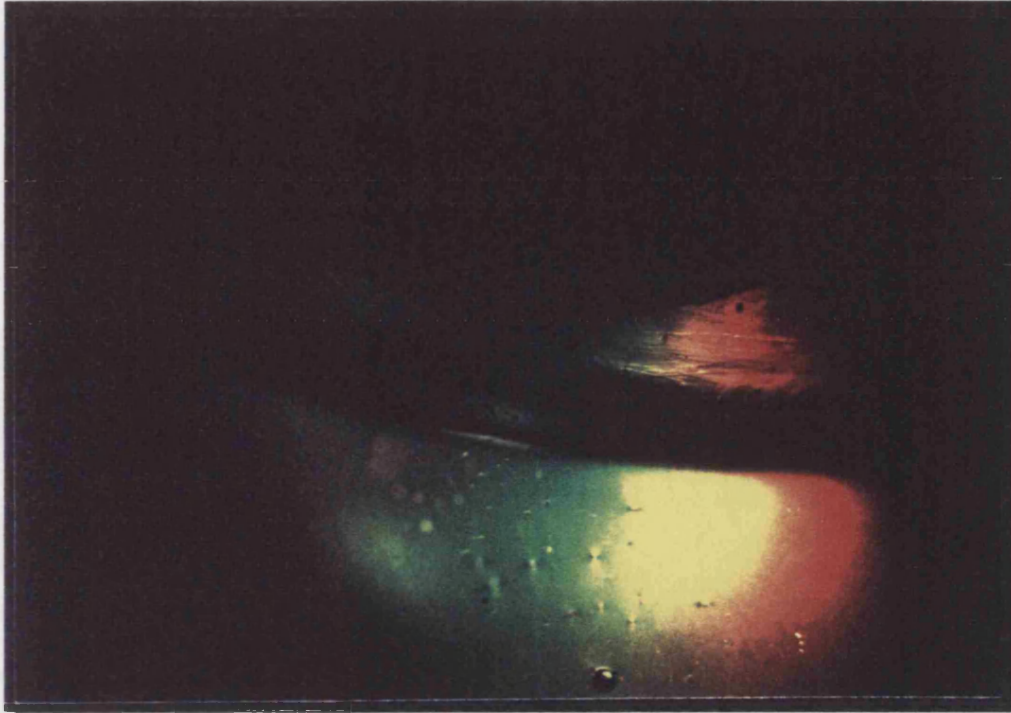


FIGURA 36



FIGURA 37

cantidad de tensiones.

Al aplicar 24 kilogramos de carga al brazo de resistencia del banco de carga, se observan imágenes muy parecidas en una y otra hemiarcada. Así, aparecían amarillo y rojo de primer orden, y verde y amarillo de segundo orden, en ambas hemiarcadas, en la cara distal de la raíz de los primeros premolares. Estas bandas significaban que las tensiones producidas por la prótesis, y más exactamente por la acción del complejo retentivo, implicaban un efecto de torque que tendía a volcar el diente pilar hacia distal (Fig. 38 y 39).

Con 44 kilogramos de carga seguía persistiendo la semejanza de imágenes entre ambos premolares estudiados. Se identificaron rojo de primer orden, y verde, amarillo y rojo de segundo orden. En ambas hemiarcadas, las bandas rodeaban el ápice de las raíces, lo que se traducía como una verticalización de las fuerzas aplicadas sobre el diente pilar. Esto quería decir que, al aumentar la carga, aunque se habían incrementado las tensiones que demostraban una tendencia a la distalización del diente pilar, se producían fuerzas de componente vertical, que seguían el eje mayor del diente, lo que significaba una acción más adecuada del complejo retentivo (Fig. 40 y 41).



FIGURA 38



FIGURA 39

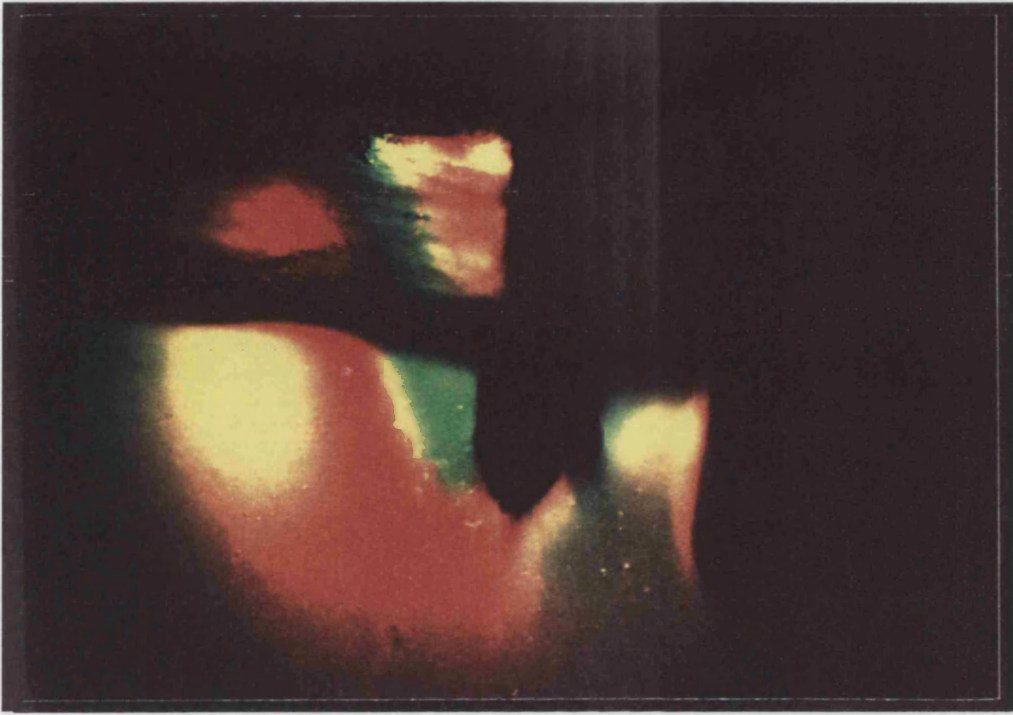


FIGURA 40



FIGURA 41

Al aumentar la carga a 64 kilogramos, se identificaron, en los dos lados de la arcada, la aparición de verde, amarillo y rojo de tercer orden. La aparición de franjas de tercer orden se interpretó como reflejo de la presencia de tensiones de gran intensidad, propias de unas fuerzas tan grandes como las empleadas. Sin embargo, el comportamiento en el reparto de las presiones se mantenía de forma análoga para todas las cargas empleadas, lo que significaba un diseño protético que mantenía sus patrones de funcionamiento tanto cuando se utilizaban fuerzas oclusales normales o grandes, como cuando se utilizaban fuerzas parafuncionales. Es decir, se encontraban patrones fotoelásticos similares, que indicaban preferentemente efecto de torque hacia distal sobre el pilar, cualesquiera que fueran las cargas a que se sometía el modelo experimental (Fig. 42 y 43).

C) En ZONA DE LOS CANINOS.

Al aplicar cargas de 24 kilogramos sobre el modelo experimental se apreciaban bandas muy finas en la cara distal de los caninos, pudiéndose distinguir amarillo y rojo de primer orden, y verde de segundo orden. La aparición de estas pequeñas bandas significaba la existencia de pocas tensiones, aunque su situación

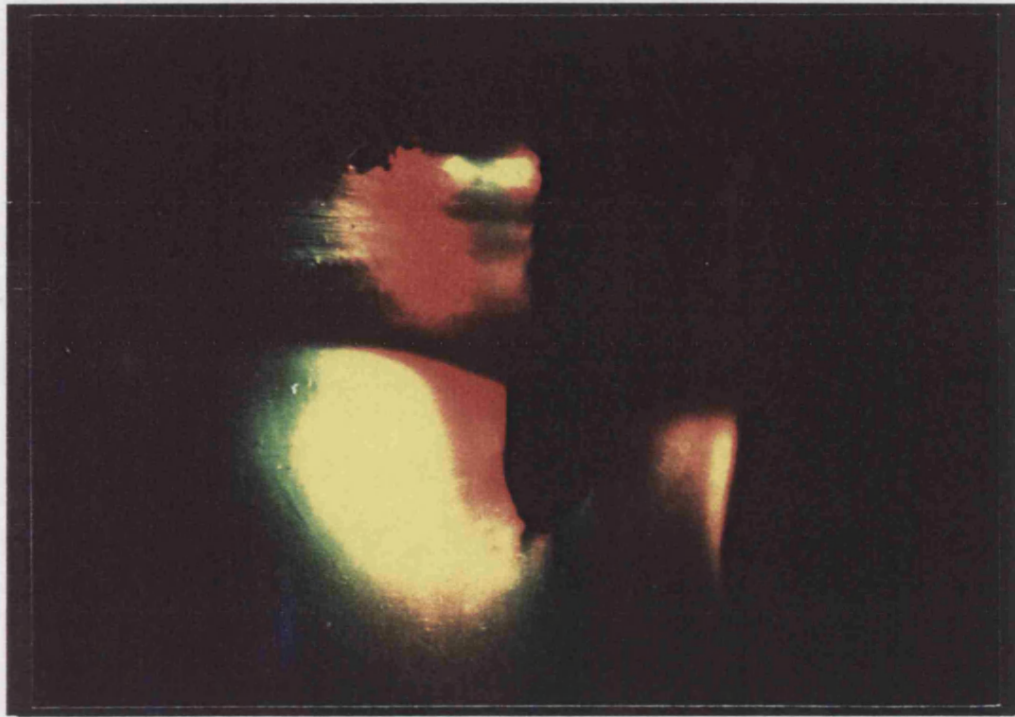


FIGURA 42

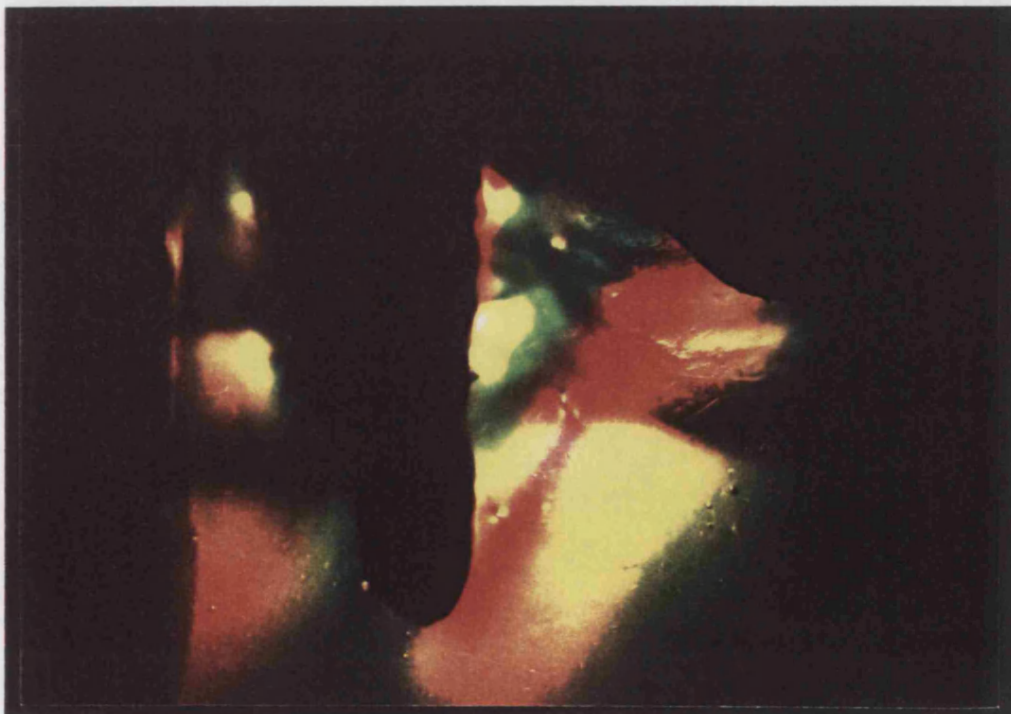


FIGURA 43

distal se interpretaba como presencia de un efecto de torque hacia distal. Este hecho posiblemente era debido a la acción de un apoyo oclusal (retenedor indirecto) preparado en la cara distal del canino (Fig. 44 y 45).

Al aumentar la carga a 44 kilogramos, las bandas se ensanchaban ligeramente, siendo posible apreciar amarillo de segundo orden en dicha cara distal.

Resultó interesante observar que, al aumentar la carga, las bandas tendían a envolver el ápice de las raíces de ambos caninos, lo que sugería una distribución axial de las tensiones.

También es de destacar que se produjo una interferencia entre las bandas procedentes de la raíz de los caninos y las procedentes de las de los primeros premolares. Ya se refirió antes que esto es una situación frecuente cuando se utilizan modelos experimentales con raíces muy próximas (Fig. 46 y 47).

Con 64 kilogramos de carga la interferencia se mostraba manifiesta, pero se distinguían con nitidez bandas hasta rojo de segundo orden procedente de la cara distal de la raíz (Fig. 48 y 49).

Se puede afirmar que las tensiones que encontrábamos en este caso, indicaban la existencia de un componente ligeramente distalizador de los caninos producido por



FIGURA 44



FIGURA 45



FIGURA 46



FIGURA 47



FIGURA 48

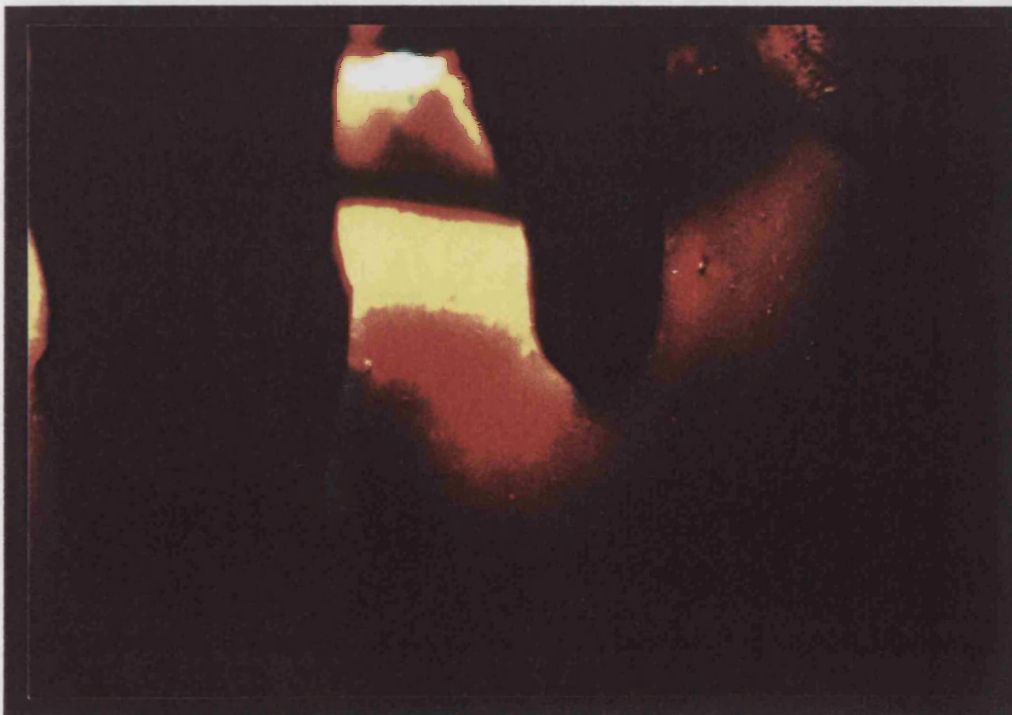


FIGURA 49

las cargas oclusales transmitidas por el retenedor indirecto.

2. MODELO EXPERIMENTAL CON RETENEDOR KLINAT.

A) En ZONAS DISTALES EDENTULAS.

Cuando se solicitaba al modelo experimental con 24 kilogramos era de destacar la aparición de una imagen que difería mucho entre uno y otro lado de la mandíbula. Así, en la zona edéntula derecha aparecían bandas de amarillo y rojo de primer orden y verde de segundo orden, las cuales se desplazaban en sentido distal hacia el trígono retromolar. Por el contrario, en la hemiarcada izquierda aparecía una zona homogénea de amarillo de primer orden en todo el campo iluminado (Fig. 50 y 51).

Esta presentación de las bandas indicaba que en el lado derecho, por el hecho de aparecer mayor número de ellas y con mayor orden de franja, distribuía peor las fuerzas que el lado izquierdo, donde aparecía un color uniforme de una banda más baja en cuanto a orden de franja. Este hecho podía explicarse por una diferencia

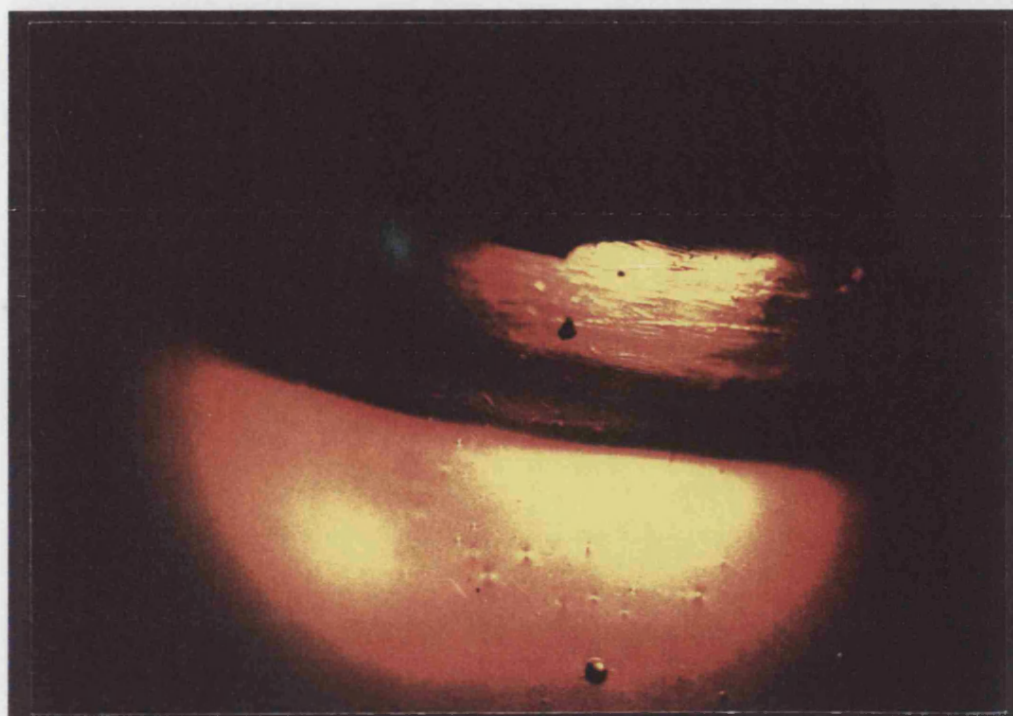


FIGURA 50

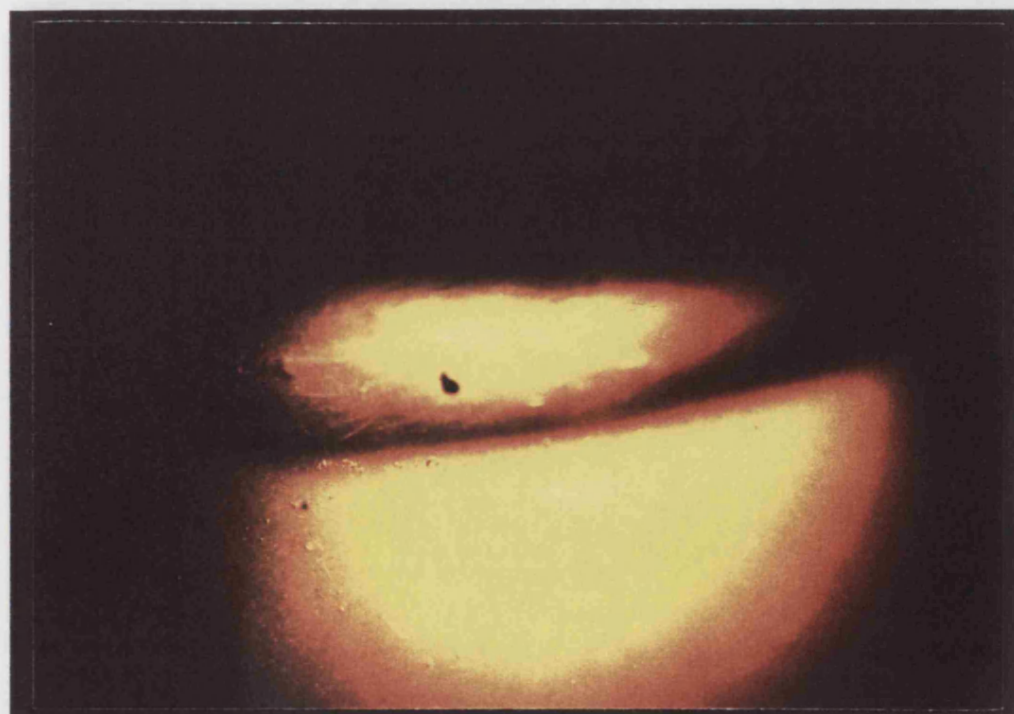


FIGURA 51

en cuanto a la orientación del atache sobre el diente pilar, bien fuera en su paralelización, o bien fuera en algún otro paso de su procesado en el laboratorio dental. De cualquier forma, ello se traducía en un incorrecto reparto de las cargas oclusales, tanto en los procesos edéntulos bajo la silla libre de la prótesis, como en el diente pilar.

Este mismo patrón de imagen se repetía al aumentar la carga a 44 kilogramos, pudiendo observarse, en el lado derecho, la aparición de amarillo de segundo orden, mientras que en el otro lado existía una gran zona de rojo de primer orden, que representaba, como ya se ha dicho, una mayor homogeneidad en las tensiones producidas (Fig. 52 y 53).

Además, se iniciaba la aparición de ondas procedentes del diente pilar distal, que como en el caso de los espacios edéntulos cuando se ensayaba el retenedor R.P.I., reflejaba las tensiones producidas en la cara distal de la raíz del primer premolar.

Con 64 kilogramos de carga aplicada aparecía, en el lado derecho, rojo de segundo orden en la zona más distal del campo iluminado, que junto al amarillo y verde de segundo orden existentes, nos daban idea de una importante concentración de tensiones en la zona edéntula. En el lado izquierdo, aparecía una amplia

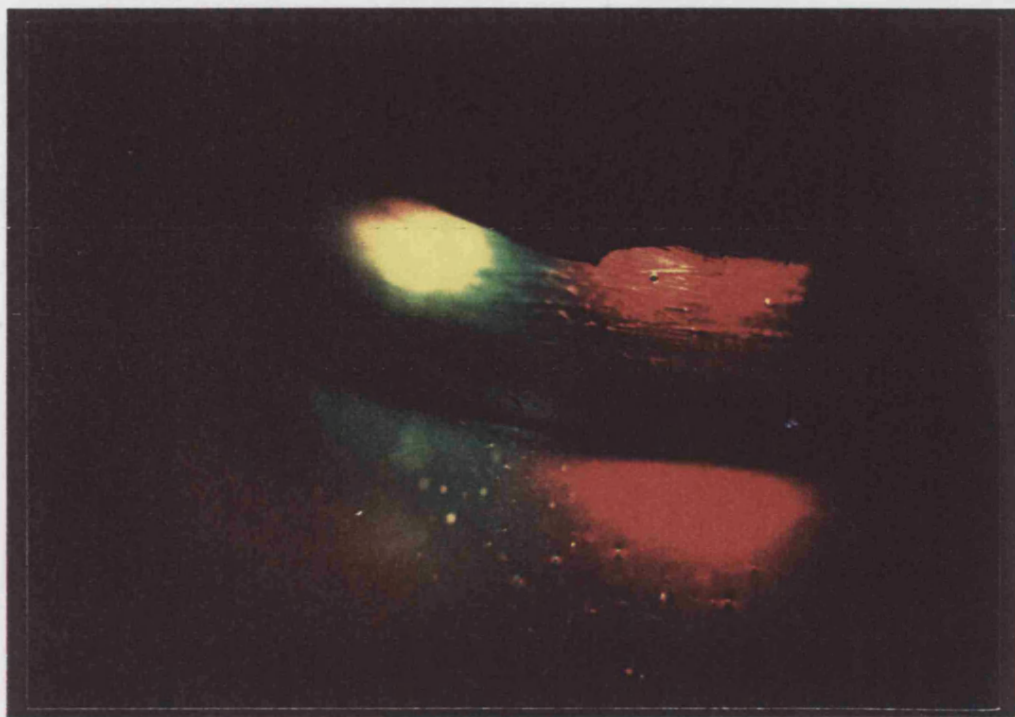


FIGURA 52



FIGURA 53

zona de verde y amarillo de segundo orden (Fig. 54 y 55).

Todo esto indicaba que existía una intensa concentración de tensión en las zonas edéntulas que se distribuían más homogéneamente en el lado izquierdo, puesto que allí las bandas coloreadas eran más amplias y uniformes.

Más interesante que la demostración de la existencia de diferencias en el reparto de las fuerzas oclusales entre uno y otro lado de la arcada, nos parecía la continuidad de los resultados obtenidos empleando las distintas cargas a las que se sometía al modelo experimental. Se obtuvo, así, un patrón fotoelástico que se repitió, permitiendo asegurar que en la prótesis con attaches había un error de construcción.

B) En ZONA DE LOS PRIMEROS PREMOLARES.

La misma desigualdad entre hemiarcadas que se apreciaba en los resultados antes vistos referentes a los espacios edéntulos se objetivó al aplicar carga sobre el modelo experimental y analizar las raíces de los primeros premolares. Así, al utilizar 24 kilogramos aparecía, en la cara distal del primer premolar

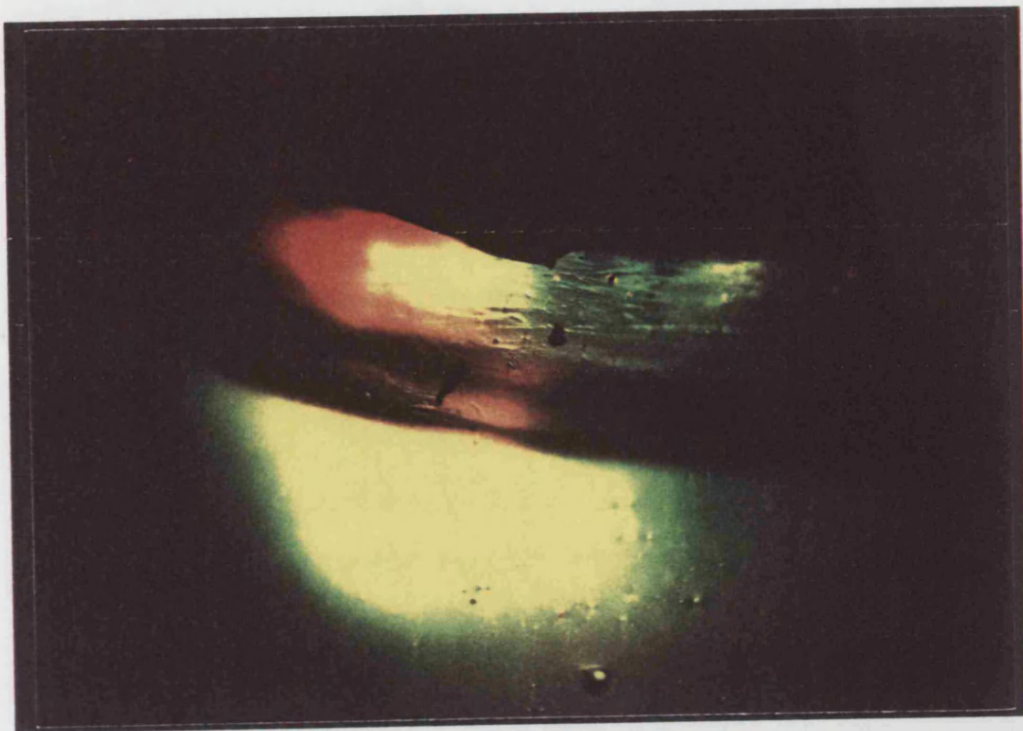


FIGURA 54

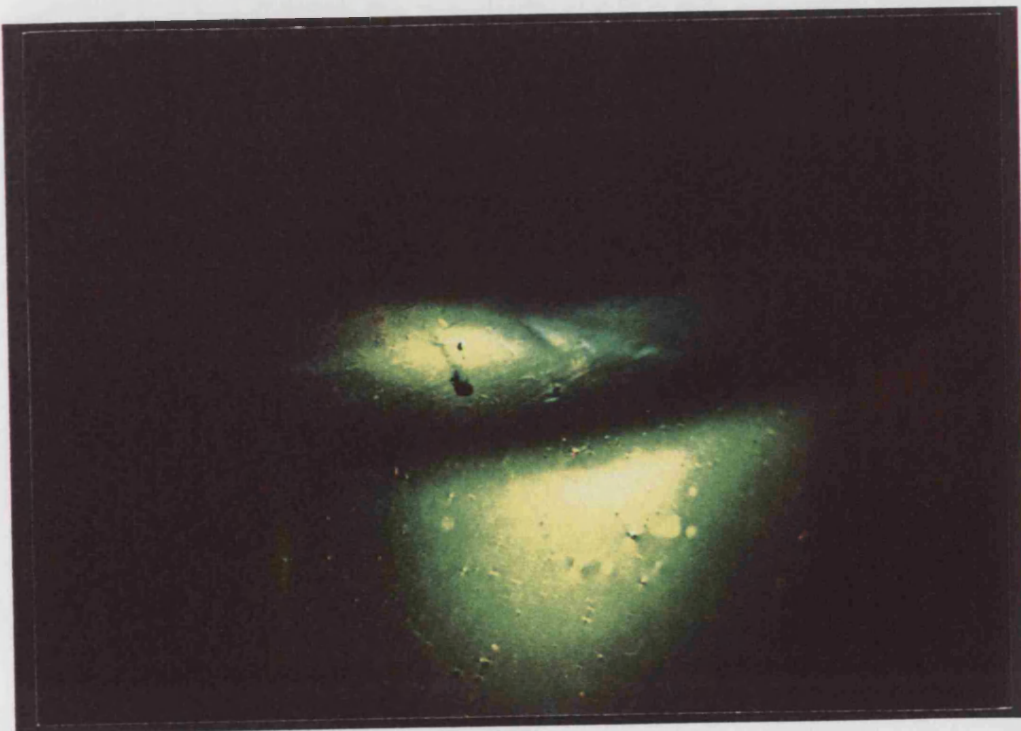


FIGURA 55

derecho, amarillo y rojo de primer orden y verde de segundo orden, mientras que en el otro lado sólo se identifica amarillo y rojo de primer orden (**Fig. 56 y 57**).

Esta situación se repetía con 44 kilogramos, donde se observaba una gran área de amarillo de segundo orden en la cara distal del primer premolar derecho. En el lado izquierdo, por el contrario, se apreciaba una pequeña zona de amarillo de segundo orden (**Fig. 58 y 59**).

Al aplicar 64 kilogramos persistió la diferencia, pues apareció rojo de segundo orden en el lado derecho y no lo hizo en el izquierdo. Se confirmaba la existencia de un patrón de comportamiento fotoelástico que indicaba la desigualdad de respuesta entre las hemiarquadas con respecto al reparto de las fuerzas oclusales (**Fig. 60 y 61**).

Otro dato fotoelástico que apoyaba la explicación apuntada sobre la diferencia de comportamiento entre ambas hemiarquadas, lo constituía la identificación de bandas que rodeaban el ápice del primer premolar izquierdo, situación que no se producía en el lado derecho, donde la localización de las bandas implicaba un factor de torsión del diente pilar hacia el vano edéntulo. O de otro modo, las fuerzas oclusales se



FIGURA 56



FIGURA 57



FIGURA 58

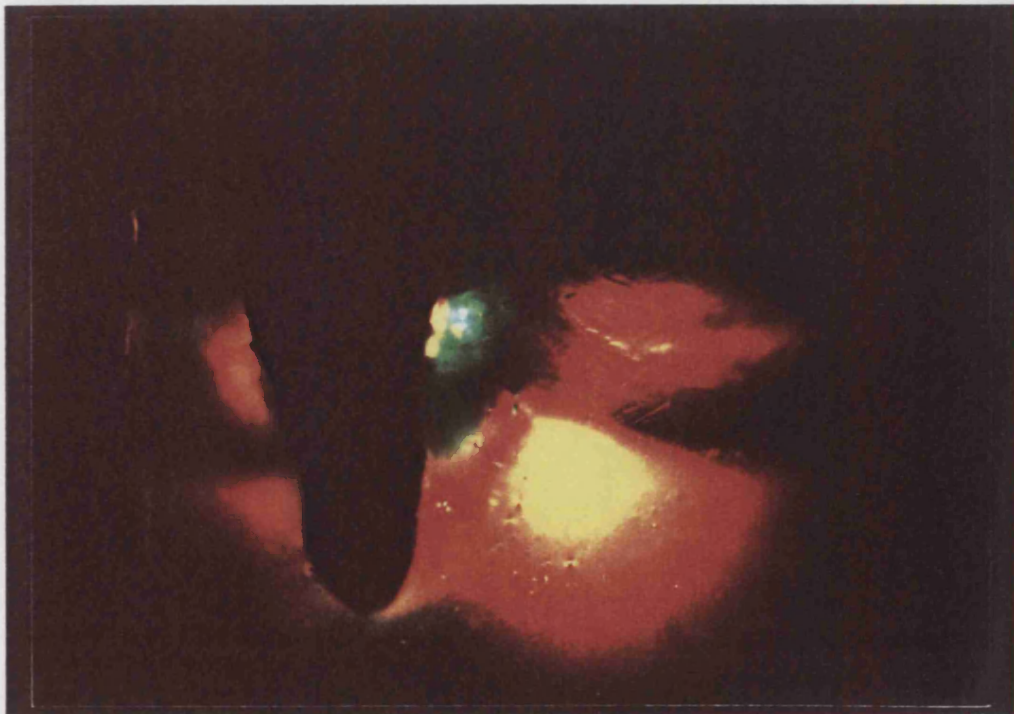


FIGURA 59

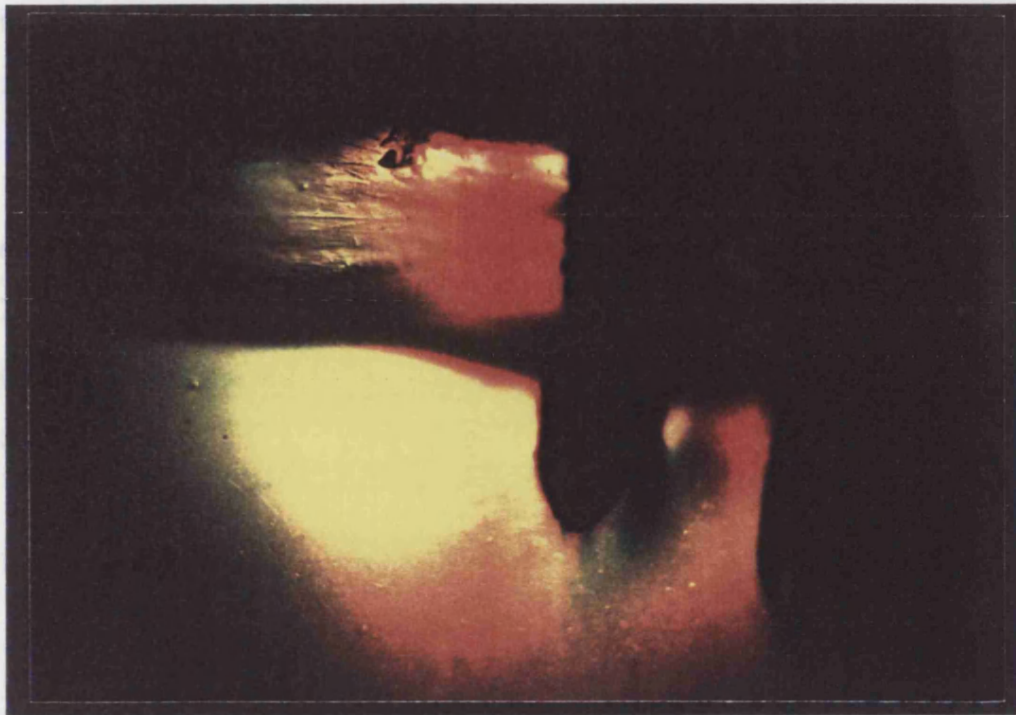


FIGURA 60



FIGURA 61

transmitían más axialmente en el primer premolar izquierdo que en el derecho.

Como veremos más adelante, al cuantificar las bandas aparecidas en las zonas de los primeros premolares y de los espacios edéntulos, la diferencia de los valores entre ambos lados, aún siendo importante, no parecía excesiva.

C) En ZONA DE LOS CANINOS.

Cuando se estudiaban las imágenes obtenidas en los caninos se observaba una tendencia a la aparición de bandas, sobre todo, a nivel disto-apical. Se producía en este caso una situación parecida a la que veíamos cuando se trataba de la prótesis con gancho R.P.I., es decir, las bandas demostraban la existencia de una concentración de tensión allí donde aparecían. Esto indicaba que las fuerzas oclusales se transmitían a los caninos imprimiéndoles un efecto de vuelco hacia distal, no tan marcado como en los primeros premolares, pero considerable.

Así, con 24 kilogramos de carga aplicada se apreciaba la aparición de bandas de amarillo y rojo de primer orden y verde de segundo orden, más marcadas en

la zona disto-apical del canino izquierdo. Es de señalar que la diferencia a favor del canino izquierdo estaba causada por la existencia de una pequeña imperfección en el perfilado de la raíz del diente, causada, probablemente, por el atrapamiento de una burbuja de aire en el momento del vaciado de la impresión con la resina líquida. Estas burbujas son prácticamente inevitables y aunque en este caso ha aparecido en un lugar delicado, no creemos que afecte a los resultados de una forma importante (**Fig. 62 y 63**).

Al aumentar la carga, las bandas seguían apareciendo periapicalmente, con algo más de valor de orden de franja en el canino izquierdo, por la razón antes expuesta, hacia disto-apical.

Así, con la aplicación de 44 kilogramos se distinguían amarillo y rojo de primer orden y verde y amarillo de segundo orden en ambos caninos (**Fig. 64 y 65**).

Al aplicar la máxima carga empleada en la experimentación, 64 kilogramos, se identificaban, en el canino derecho, bandas hasta el rojo de segundo orden, mientras que en el canino izquierdo apareció una zona de rojo de segundo orden en disto-apical, debida al citado defecto de construcción (**Fig. 66 y 67**).



FIGURA 62



FIGURA 63



FIGURA 64



FIGURA 65



FIGURA 66



FIGURA 67

Todo ello nos hablaba de un reparto de las fuerzas bastante correcto, si bien es cierto que sus magnitudes no eran muy grandes por el hecho de estar los caninos alejados de la zona de aplicación de la carga.

Hasta ahora hemos realizado una interpretación puntual de los patrones fotoelásticos aparecidos en cada una de las localizaciones en función del incremento de la carga, por un lado, y de la prótesis empleada por otro.

Queda ahora por realizar un estudio global de todas las situaciones utilizadas en este trabajo. Así, en las **Figuras 68 y 69** se presentan las fotografías obtenidas ordenadas de forma que se pueda obtener una idea general de lo que sucede en cada arcada.

En la **Figura 68** se muestran las fotografías del modelo fotoelástico con una prótesis parcial removible provista con complejos retentivos R.P.I.

En la **Figura 69** se observan las imágenes del modelo sobre el que se ha probado una prótesis parcial removible con ataches Klinat.

En ambas se han ordenado las fotografías de forma que la primera fila corresponde al modelo sin

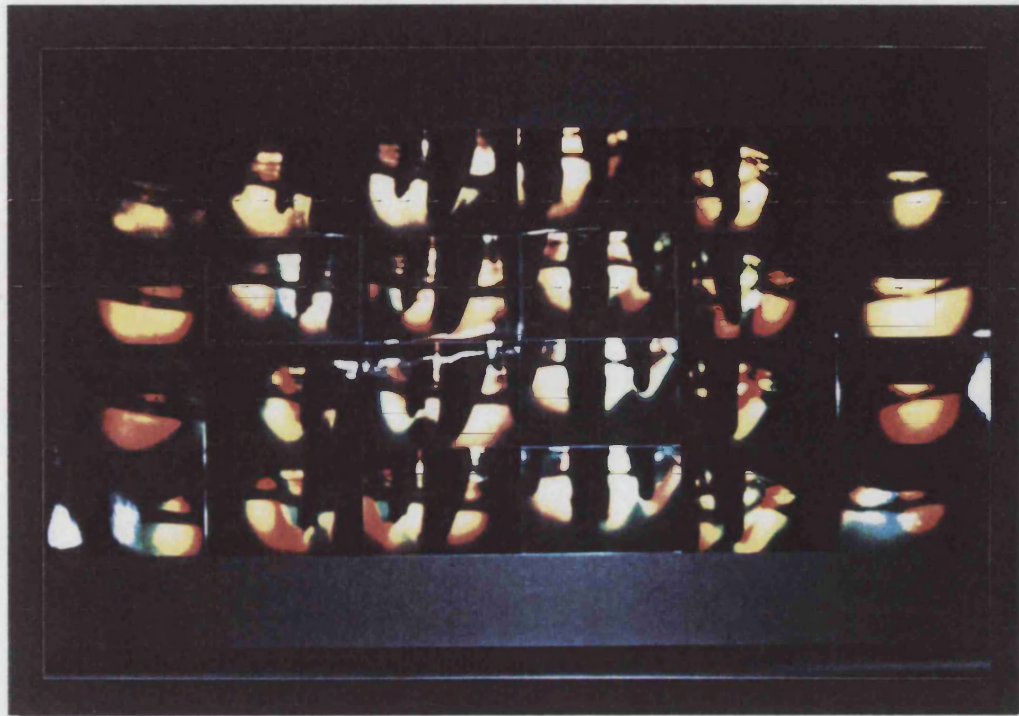


FIGURA 68



FIGURA 69

aplicación de carga; en la segunda, al modelo sometido a una carga de 24 kilogramos; la tercera fila corresponde a las imágenes del modelo sometido a 44 kilogramos; la cuarta fila presenta las fotografías del modelo cuando se le aplicaban 64 kilogramos.

La primera columna de izquierda a derecha, de cada una de las colecciones de fotografías, corresponde al espacio edéntulo derecho; la segunda columna, siguiendo el mismo orden, presenta las imágenes del primer premolar derecho; la tercera columna corresponde al canino derecho; la cuarta, al canino izquierdo; la quinta, al primer premolar izquierdo; y por fin, la sexta columna corresponde al espacio edéntulo izquierdo.

Mediante este desarrollo, se puede tener una idea de como evolucionan las ondas coloreadas conforme se va aumentando la carga.

Hemos de hacer notar que, en sentido horizontal, una fotografía no se sigue de la otra exactamente, sino que existen zonas que aparecen en dos de ellas. Esto es especialmente manifiesto en la zona de los caninos, pues el campo de estudio obligaba a incluir zonas anejas, como raíces de premolares e incluso de incisivos laterales.

Ya anteriormente citábamos la existencia de una zona donde había posibilidad de confundir bandas procedentes de zonas vecinas a la que era nuestro objetivo. Así, cuando se estudiaba el área perteneciente a los espacios edéntulos aparecían bandas que realmente fueron ocasionadas por el efecto causado por las fuerzas oclusales sobre el primer premolar. También decíamos que, en esos momentos, nos había sido muy útil la observación directa del fenómeno, mediante la cual aplicando progresivamente la carga veíamos avanzar las ondas desde el premolar hacia distal, ocupando parte de la zona estudiada bajo la silla protética.

Esta evolución de las ondas o bandas coloreadas se puede seguir fácilmente en estos montajes fotográficos, los cuales ayudan, así mismo, a obtener una impresión visual de conjunto sobre el comportamiento de las prótesis probadas.

ANALISIS DESCRIPTIVO

Una vez reflejados los resultados obtenidos mediante el estudio simple de las fotografías y el comportamiento dinámico en la aparición de los patrones de color, pasaremos a cuantificar las áreas correspondientes a cada color.

Esto se realiza sobre las fotografías obtenidas acotando, como ya se explicó, las áreas que juzgamos susceptibles de interés.

Tras el traslado de los límites de las bandas coloreadas a láminas transparentes, se pasó a su procesado por un equipo de análisis de imagen.

No se emplearon directamente las fotografías en dicho equipo por la imposibilidad de éste de realizar lecturas en color.

Después del análisis de las imágenes, el analizador de imagen proporcionó las superficies matemáticamente calculadas de cada una de las ondas en unidades arbitrariamente escogidas.

Para poder valorar cada una de las bandas, se procedió a multiplicar la superficie obtenida por su coeficiente de retardo óptico. Dichos datos fueron tabulados en la **Tabla 1**, donde se representan, en columnas, las unidades obtenidas para el ensayo con prótesis provista de retenedores R.P.I. (1ª columna) y con retenedores Klinat (2ª columna).

Es necesario aclarar que las cifras obtenidas no corresponden a ningún sistema de medición específico de uso habitual (milímetros, pulgadas, etcétera), sino que se empleó un sistema arbitrario, con el cual trabajaba el ordenador, que utilizaba como unidad de medición el "pixel" o unidad mínima en una pantalla de ordenador.

A la derecha de cada fila aparecen las iniciales de cada zona de estudio, y a su lado, la carga aplicada en kilogramos. Así:

SD = Espacio edéntulo derecho.

PD = Primer premolar derecho.

CD = Canino derecho.

CI = Canino izquierdo.

PI = Primer premolar izquierdo.

SI = Espacio edéntulo izquierdo.

RPI	KLINAT	
5166	6600	SD 24
8172	9174	SD 44
11820	13710	SD 64
6218	4775	PD 24
8379	6630	PD 44
10193	8507	PD 64
3198	4385	CD 24
4037	4463	CD 44
4194	4902	CD 64
4071	5149	CI 24
5252	6508	CI 44
5560	7241	CI 64
5576	3894	PI 24
7299	4059	PI 44
8155	6955	PI 64
5724	6192	SI 24
8434	8856	SI 44
11884	13057	SI 64

TABLA 1

Una vez obtenidas las cifras que cuantificaban el valor de las bandas coloreadas, se pudieron comparar de una forma objetiva áreas similares sometidas a distintas cargas. Esto nos permitiría comprobar si los resultados extraídos de la observación visual subjetiva se correspondían con valores matemáticamente calculados.

Los resultados obtenidos (**Tabla 1**), nos permitían el estudio de dos situaciones distintas que pasaremos a explicar mediante gráficos de barras en virtud de su facilidad de comprensión.

La primera de estas situaciones, consistía en comparar, cuantitativamente, las tensiones que se habían producido en los procesos alveolares edéntulos, zona de caninos y zona de primeros premolares en cada hemiarcada del modelo experimental. Se pretendía con ello, comprobar si la construcción de las prótesis permitía una transmisión de las cargas parecida en cada uno de los lados de la mandíbula representada experimentalmente.

En el segundo caso, se estudiaba la distribución de

las tensiones, en el seno del modelo fotoelástico en las zonas antes citadas, según se emplee uno u otro retenedor directo en el diseño de las prótesis. Se pretendía conocer cuál de los diseños protéticos transmitía mejor, y dónde, las fuerzas oclusales recibidas. Es decir, no podíamos saber cuanta carga existía, por ejemplo, en la zona distal de la raíz de un primer premolar, pero sí podíamos deducir donde se repartía y de qué manera lo hacía, si las presiones estaban homogéneamente repartidas o por el contrario, habían altas concentraciones de tensión en algunos puntos.

COMPARACION ENTRE HEMIARCADAS

La comparación se realizará para cada diseño protético de los retenedores directos, según la localización elegida (zonas edéntulas, primeros premolares y caninos) sometida a tres cargas (24, 44 y 64 kilogramos).

1- Cuando se emplea como retenedor un **COMPLEJO
RETENTIVO R.P.I.:**

A) Zona de los procesos alveolares edéntulos:

Se observa, en el gráfico (Gráfico 1), un reparto igualado en las tres cargas aplicadas en ambos lados, existiendo una pequeña diferencia a favor de la silla izquierda, es decir, más carga recibida) que va equiparándose a medida que se aumenta la carga.

R.P.I.: Comparación entre ambos lados.
SILLAS LIBRES

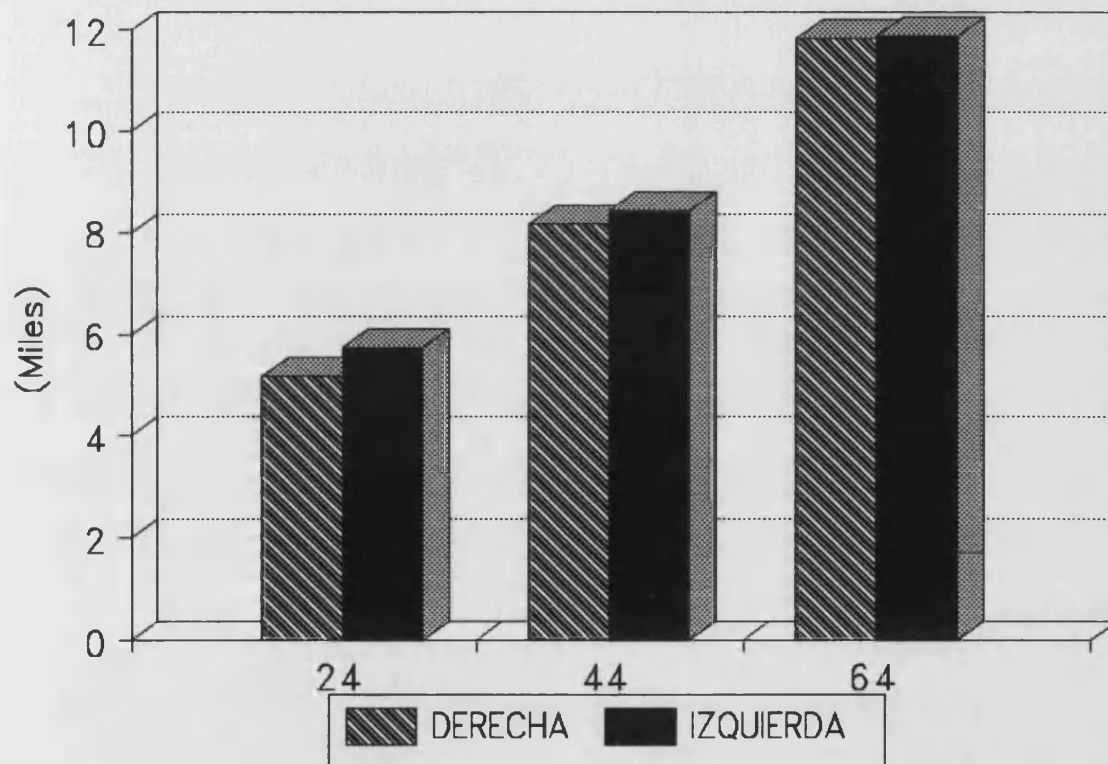


GRAFICO 1

Estos resultados mostraban pequeñas diferencias entre ambas hemiarcadas, diferencias que en cierto modo era lógico esperar, puesto que la forma del modelo experimental respetaba la anatomía de una mandíbula humana, y por ello, no era exactamente simétrica. Si a ello sumamos la desigualdad entre la parte derecha e izquierda de la prótesis, sobre todo en lo referente a la extensión de la silla libre, cabía esperar la aparición de estos resultados.

B) Zona de los primeros premolares: Se objetivaba una mayor concentración de tensiones en la zona del primer premolar derecho, que iba incrementándose a medida que aumentaba la carga aplicada (**Gráfico 2**).

En este caso veíamos como, aún teniendo un patrón fotoelástico muy semejante en ambos primeros premolares, al calcular las áreas podíamos asegurar que el primer premolar del lado derecho recibía más carga que el del lado izquierdo.

Resultaba interesante comprobar que el premolar que recibía más carga, era capaz de distribuirla de forma similar a como lo hacía el premolar del otro lado.

R.P.I.: Comparación entre ambos lados.
PREMOLARES

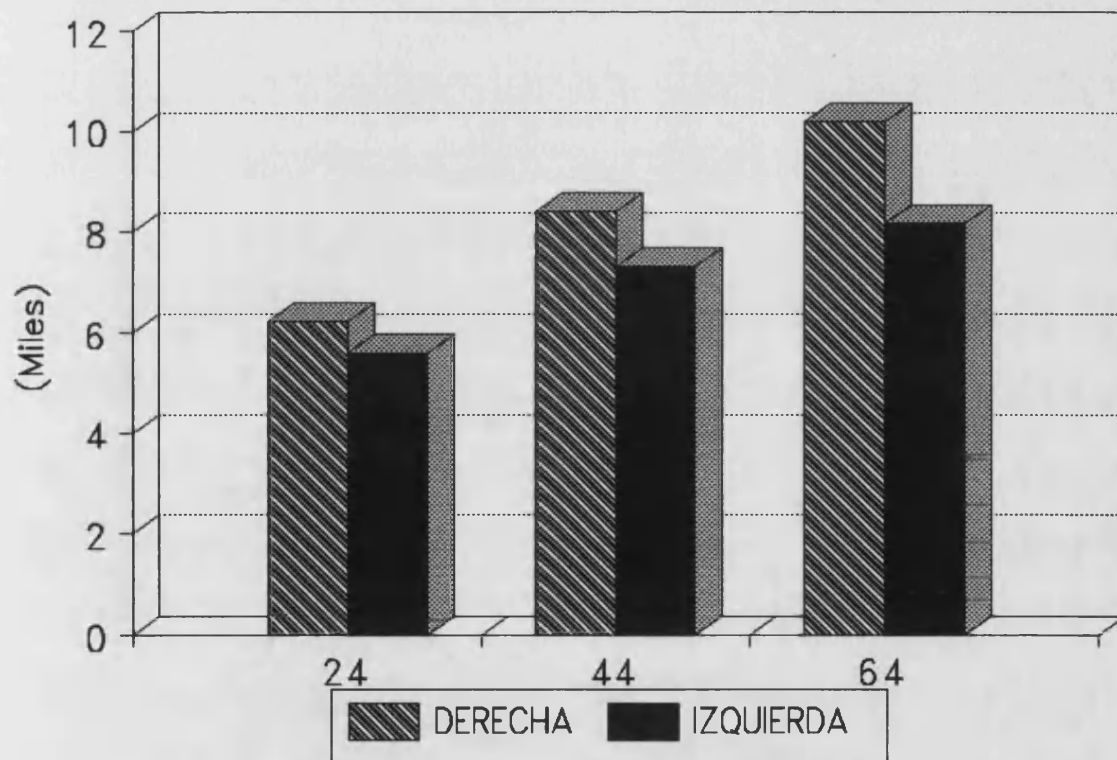


GRAFICO 2

La diferencia estribaba en la forma y orientación de la raíz del premolar, que hacía que las fuerzas absorbidas fueran diferentes.

C) Zona de los caninos: En este caso, existía una diferencia apreciable a favor del canino izquierdo, que se mantiene alrededor de 1.000 unidades en las tres cargas aplicadas (Gráfico 3).

Esta diferencia está, asimismo, justificada por la forma del modelo experimental, influyendo de manera significativa la anatomía de la raíces. Ya se expuso anteriormente la existencia de un pequeño defecto en la construcción de la raíz del canino izquierdo que podía causar esta diferencia a favor del canino de dicho lado. De todos modos, también se explicó anteriormente que el patrón fotoelástico que aparecía era similar en ambos lados.

R.P.I.: Comparación entre ambos lados.
CANINOS

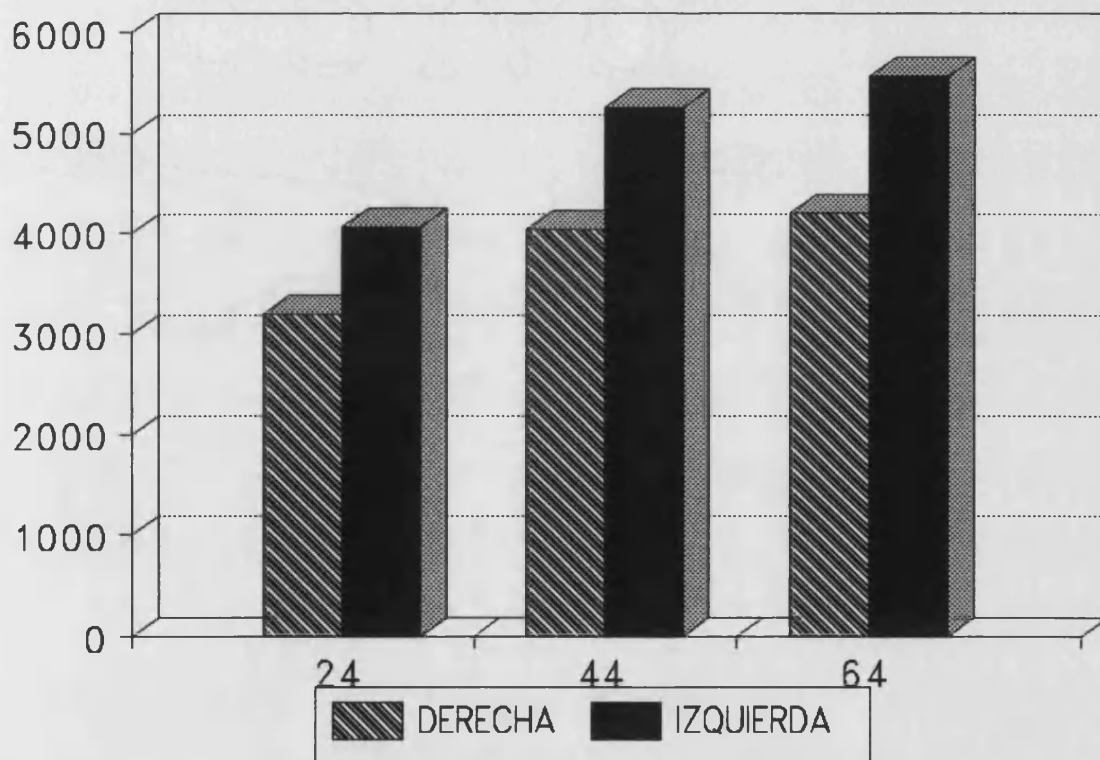


GRAFICO 3

2- Cuando se emplea como retenedor el **ATACHE**

KLINAT:

A) Zona de los procesos alveolares edéntulos:

Existe una mayor concentración de tensiones bajo la silla derecha, que se mantiene durante la aplicación de las tres cargas (**Gráfico 4**).

Se presentaba un caso similar al visto cuando se trataba de retenedor R.P.I., y se razonaba, igualmente, que la pequeña diferencia existente se debía a la forma asimétrica del modelo experimental.

B) Zona de los Primeros Premolares: Se produce mayor concentración de tensión en la zona de primer premolar derecho (**Gráfico 5**).

Como decíamos al hablar de los primeros premolares cuando probábamos el retenedor R.P.I., ésta diferencia implicaba la existencia de unas raíces de formas e implantaciones distintas para cada premolar. Insistimos que la forma anatómica del modelo hacía que no fueran exactamente iguales uno y otro lado, como tampoco lo eran la altura del símil del hueso alveolar y todos aquellos otros factores que influyen en la transmisión de las cargas oclusales. Entre dichos factores,

KLINAT: Comparación entre ambos lados.
SILLAS LIBRES

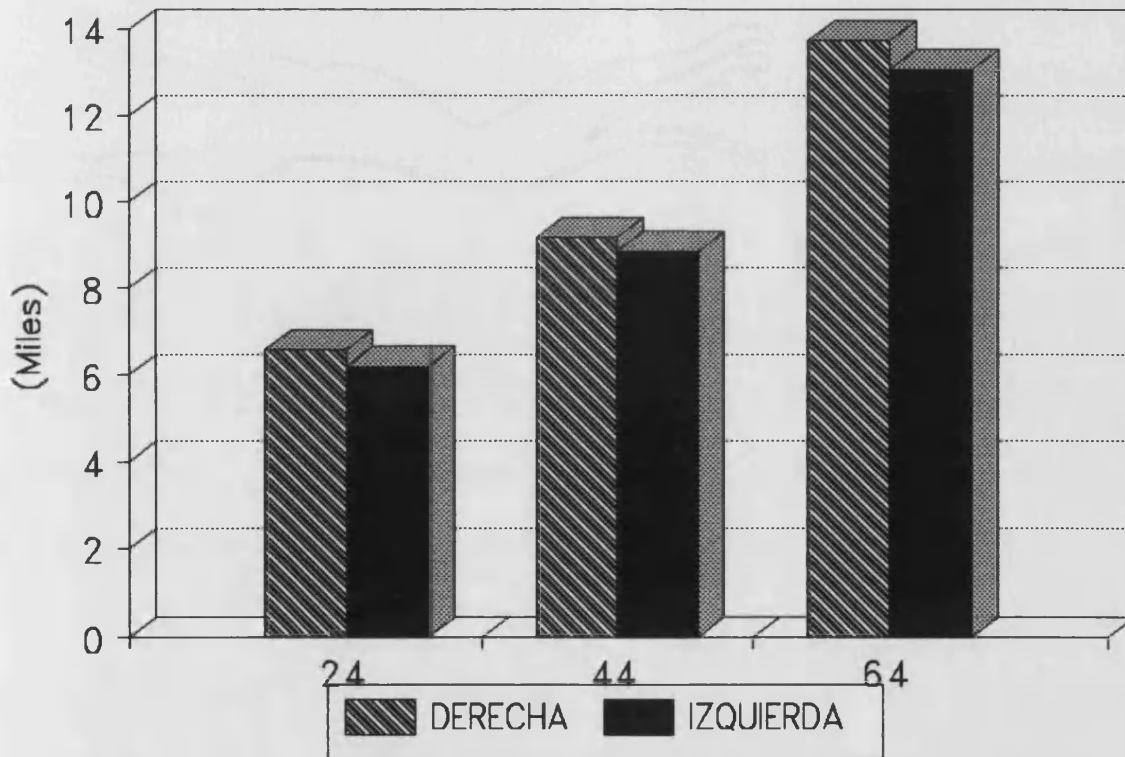


GRAFICO 4

KLINAT: Comparación entre hemiarcadas PREMOLARES

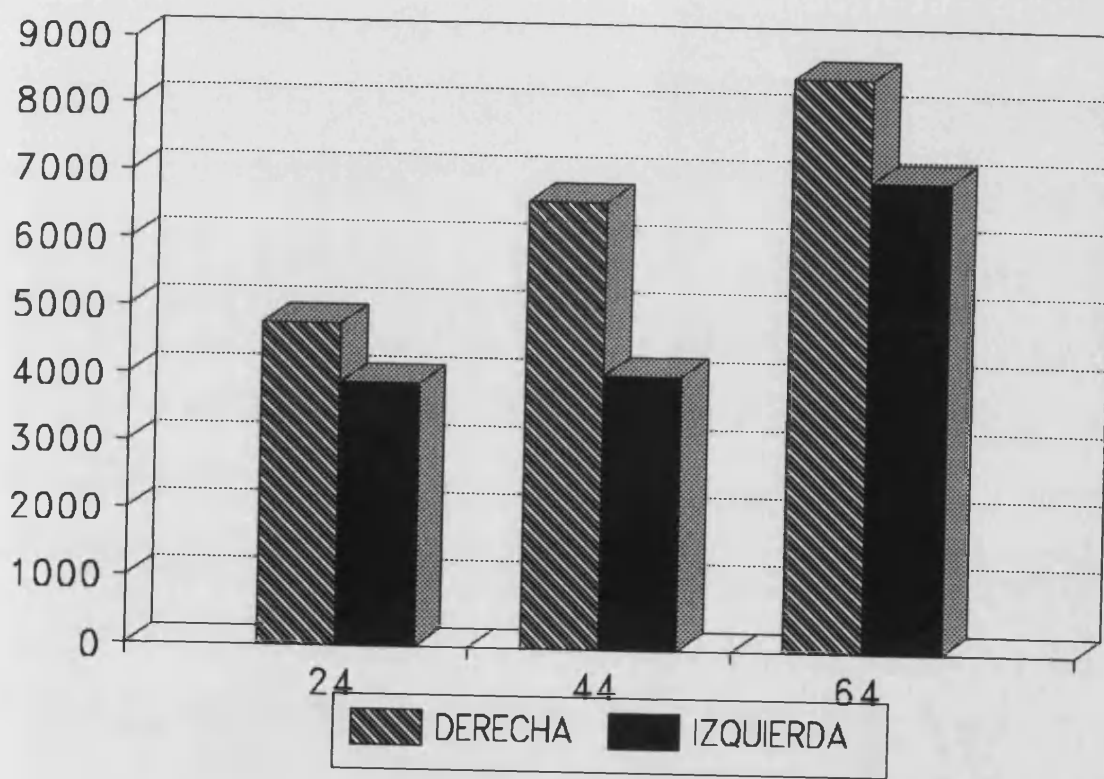


GRAFICO 5

aparecía la colocación de los ataches con respecto al diente pilar, puesto que pequeñas variaciones en la orientación de la parte macho sobre la corona en el momento de la paralelización o de la soldadura, conllevaría a diferencias, entre ambos lados, en la transmisión de las fuerzas oclusales.

C) Zona de los Caninos: Se observa una mayor concentración de tensiones en el canino izquierdo, que se incrementa con la carga (Gráfico 6).

Esto se justificaba por la existencia del defecto de la raíz del canino que ya explicábamos anteriormente.

Atribuíamos las diferencias a los modelos experimentales y no a las prótesis por el hecho de que los resultados se repetían, básicamente, cuando se probaban ambos diseños.

KLINAT: Comparación entre ambos lados.
CANINOS

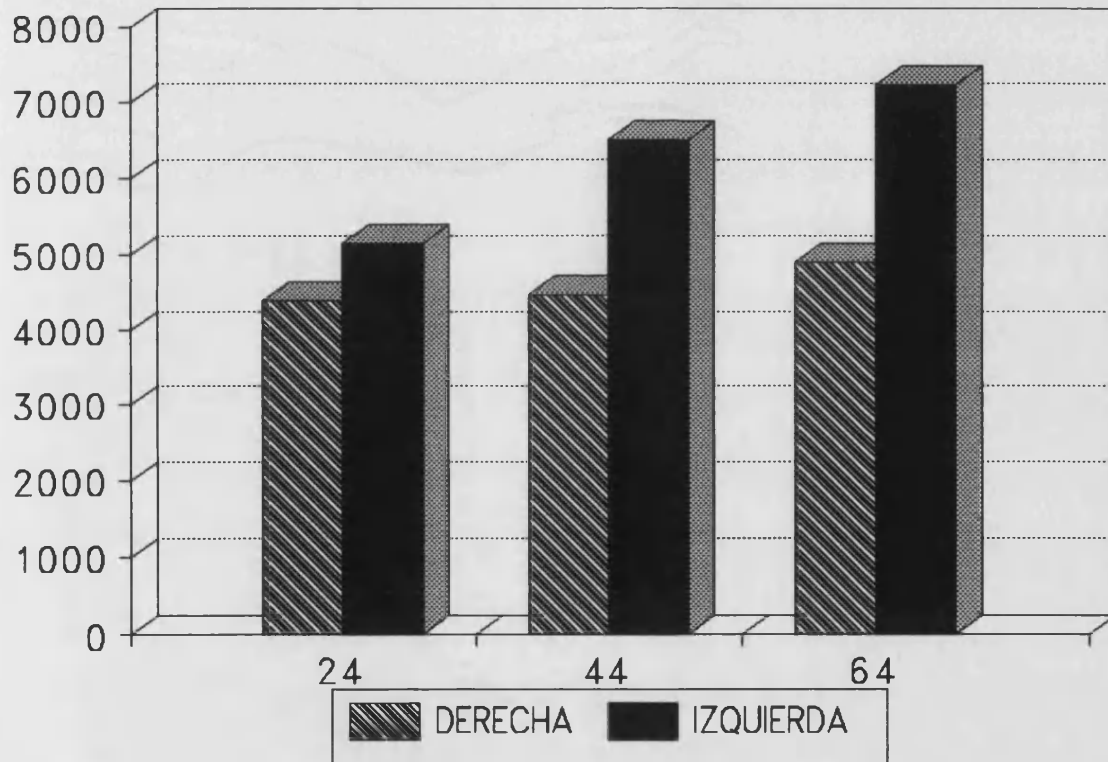


GRAFICO 6

COMPARACION ENTRE LOS RETENEDORES

Cuando se estudiaba la concentración de tensiones en las zonas de observación (zonas edéntulas, primeros premolares y caninos), aplicando tres magnitudes de carga al modelo experimental:

1. ZONAS EDENTULAS: Tanto a 24, como a 44 y a 64 kilogramos de carga aplicada, se aprecia una mayor concentración de tensiones, a nivel del espacio alveolar edéntulo que soporta a la silla protética, cuando utilizamos retenedores directos Klinat, ocurriendo esto para las dos hemiarquadas (Gráficos 7 y 8).

Esto sugería que la acción bisagra de los ataches les podría llevar a transmitir más fuerzas sobre los espacios edéntulos, lo que significaría un mayor grado de reabsorción del hueso subyacente, y esto, a su vez, conllevaría a un mayor desajuste entre silla protésica y tramo edéntulo libre, lo que si no se corrige con

COMPARACION ENTRE RETENEDORES SILLA DERECHA

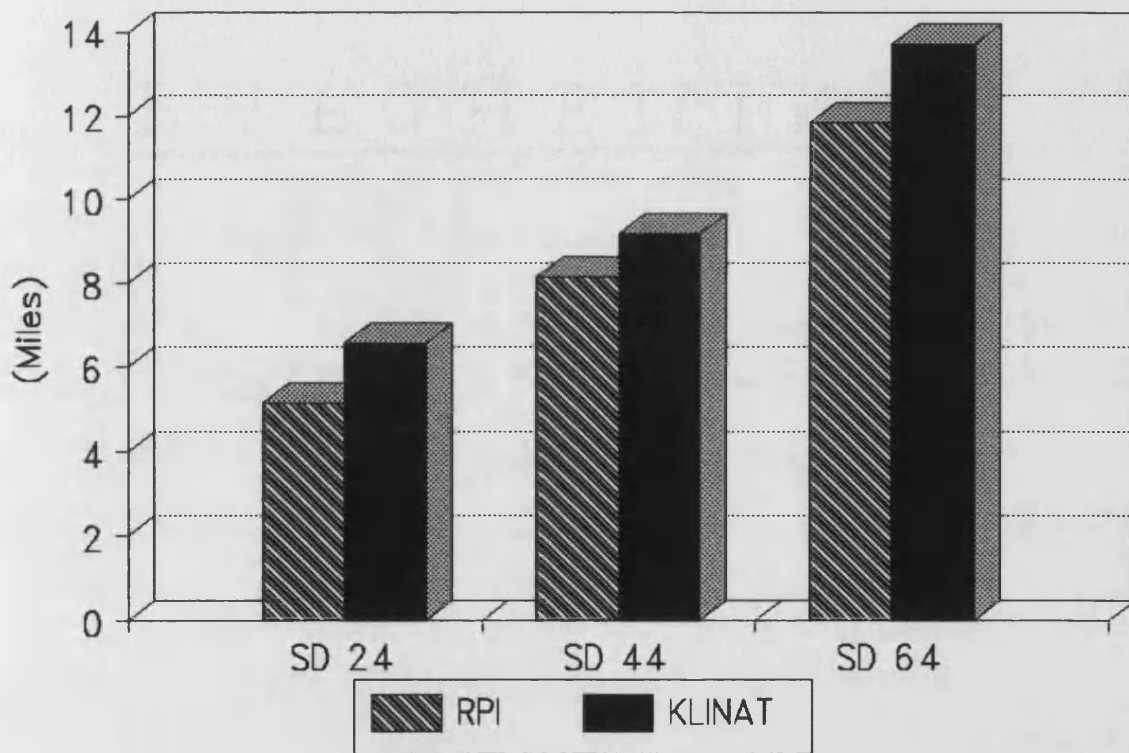


GRAFICO 7

COMPARACION ENTRE RETENEDORES SILLA IZQUIERDA

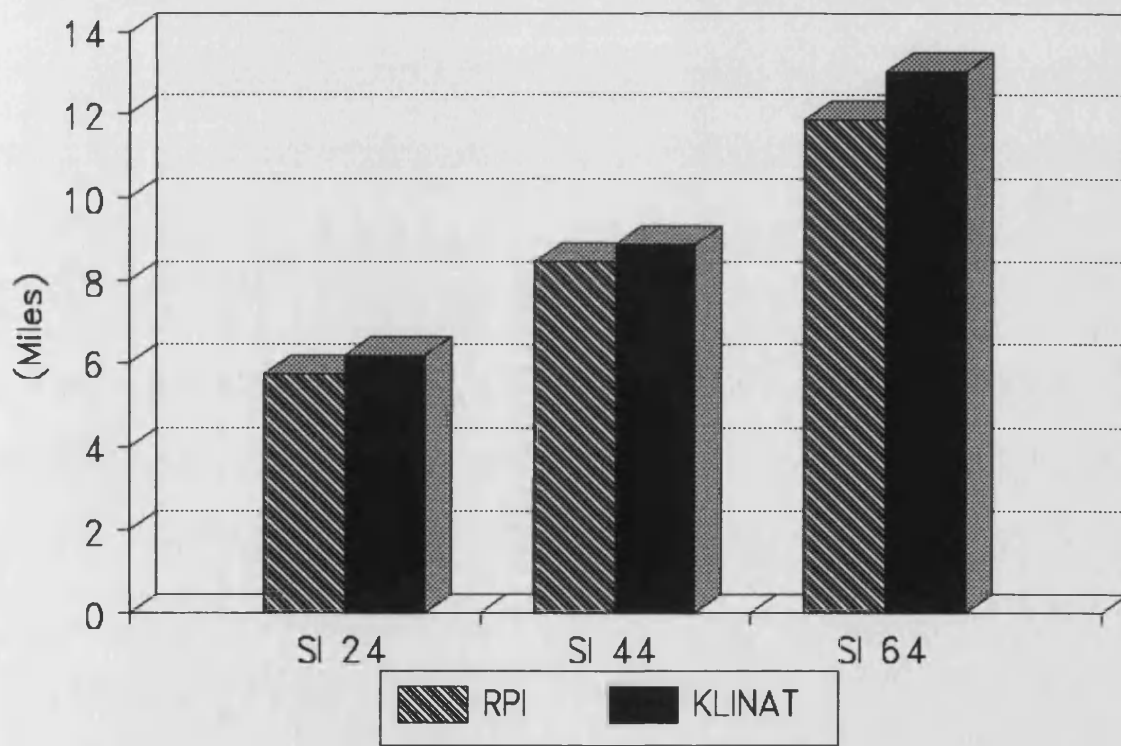


GRAFICO 8

periódicos rebasados de la prótesis, hará fracasar la restauración prematuramente.

Esta circunstancia no aparecía cuando se utilizaba un retenedor R.P.I., puesto que en este caso, las fuerzas se dirigen prioritariamente hacia los dientes pilares, descargando los espacios edéntulos de fuerzas de considerable magnitud.

Ya se dijo anteriormente que el patrón fotoelástico obtenido en los espacios edéntulos indicaba un reparto menos correcto de las presiones para las prótesis con ataches Klinat que para las que tenían retenedores R.P.I. Se objetivaban zonas de alta concentración de tensiones cuando se usaba el atache dotado de acción bisagra.

2. ZONA DE LOS CANINOS: La concentración de las tensiones originadas en la zona radicular de los caninos, era mayor en la prótesis parcial removible que utilizaba retenedores directos Klinat que en la que utilizaba retenedores directos R.P.I. (Gráficos 9 y 10)

Esto parecía un contrasentido, puesto que los caninos, en el caso de la prótesis con R.P.I. soportan las fuerzas que les transmiten los retenedores

COMPARACION ENTRE RETENEDORES CANINO DERECHO

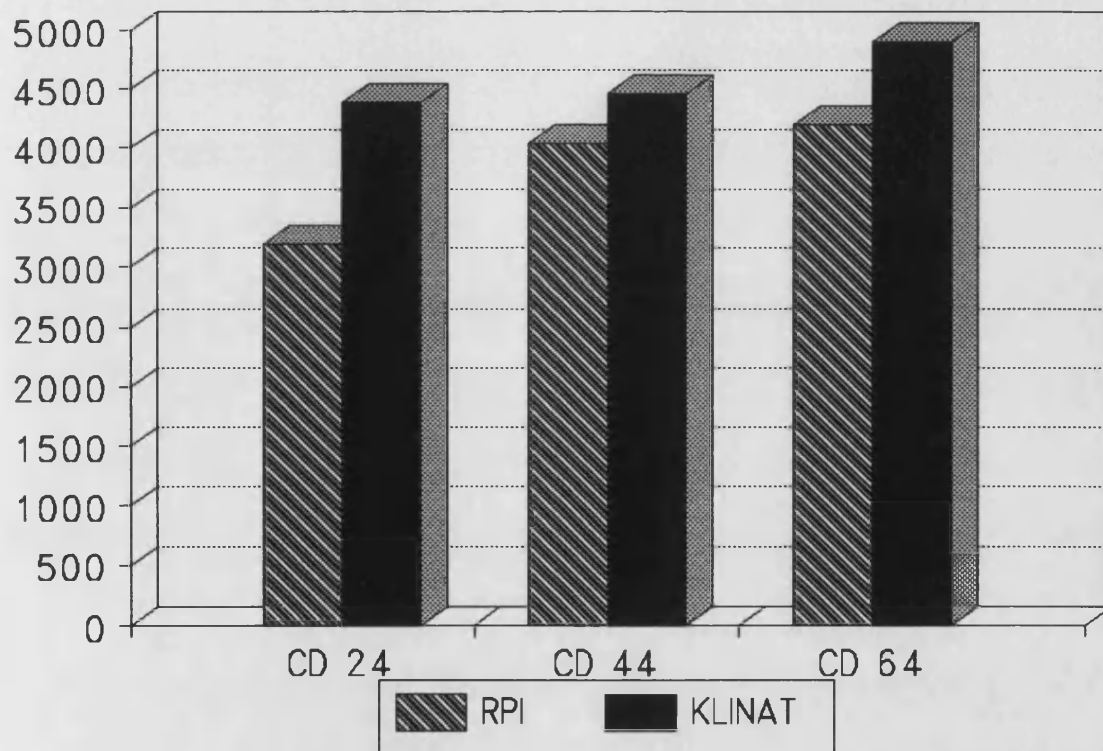


GRAFICO 9

COMPARACION ENTRE RETENEDORES CANINO IZQUIERDO

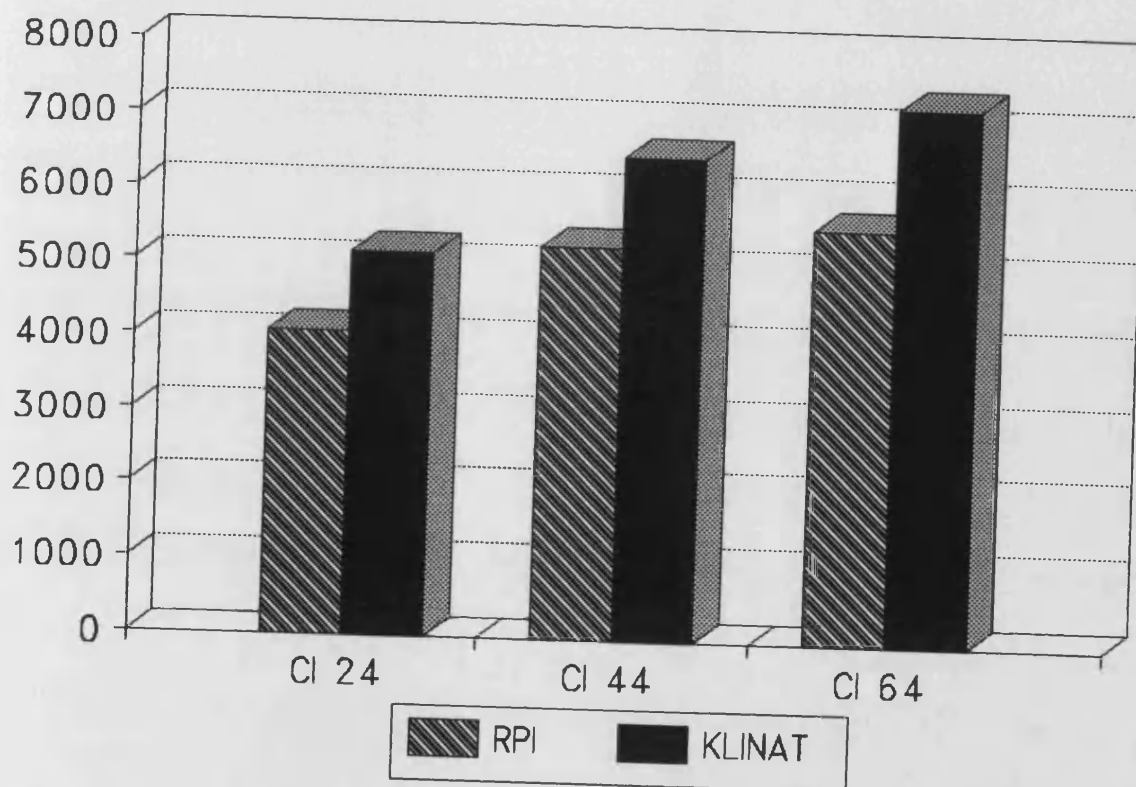


GRAFICO 10

indirectos, mientras que en el caso de los ataches, los conectores se sitúan en distal de los primeros premolares sin ejercer presión directa sobre los caninos.

Esta situación se podía explicar por el hecho de que los retenedores indirectos actúan, sobre todo, en el segundo movimiento de la masticación, es decir, cuando las fuerzas tienden a desinsertar la prótesis de su lugar al abrir la boca merced a la acción de alimentos pegajosos, ya que se trata de un maxilar inferior donde no actúa la fuerza gravitatoria. En nuestra experimentación utilizábamos cargas que simulaban el primer movimiento de la masticación, en el que la prótesis tiende a enclavarse en los tejidos que la soportan. Por tanto, la acción de los citados retenedores indirectos era, cuanto menos, de poca intensidad.

Además, no se debía olvidar que las coronas del canino y primer premolar estaban unidas en el caso de los ataches, por lo que los caninos también participarían en la transmisión de las fuerzas oclusales aplicadas a la prótesis.

3. ZONA DE LOS PRIMEROS PREMOLARES: En la prótesis provista con retenedores directos R.P.I. se apreciaba, claramente, mayor concentración de tensión que en la que utilizaba ataches Klinat (Gráficos 11 y 12).

Esto suponía que la acción del apoyo o descanso oclusal, que el complejo retentivo tenía sobre el premolar, era efectiva, transmitiendo la mayor parte de las fuerzas al diente pilar.

Se producía la confirmación "in vitro" de un hecho sospechado clínicamente, en cuanto a que los ataches tipo bisagra, como el utilizado en este trabajo, transmiten menos fuerzas al diente pilar, pero sobrecargan grandemente el hueso subyacente que soporta la silla libre protética, con las consecuencias yatrogénicas que antes apuntábamos (Fig. 69).

Por el contrario, el retenedor directo R.P.I. transmitía más fuerzas a los dientes pilares, pero "liberaba" al hueso del espacio edéntulo de sobrecargas (Fig. 68).

COMPARACION ENTRE RETENEDORES PREMOLAR DERECHO

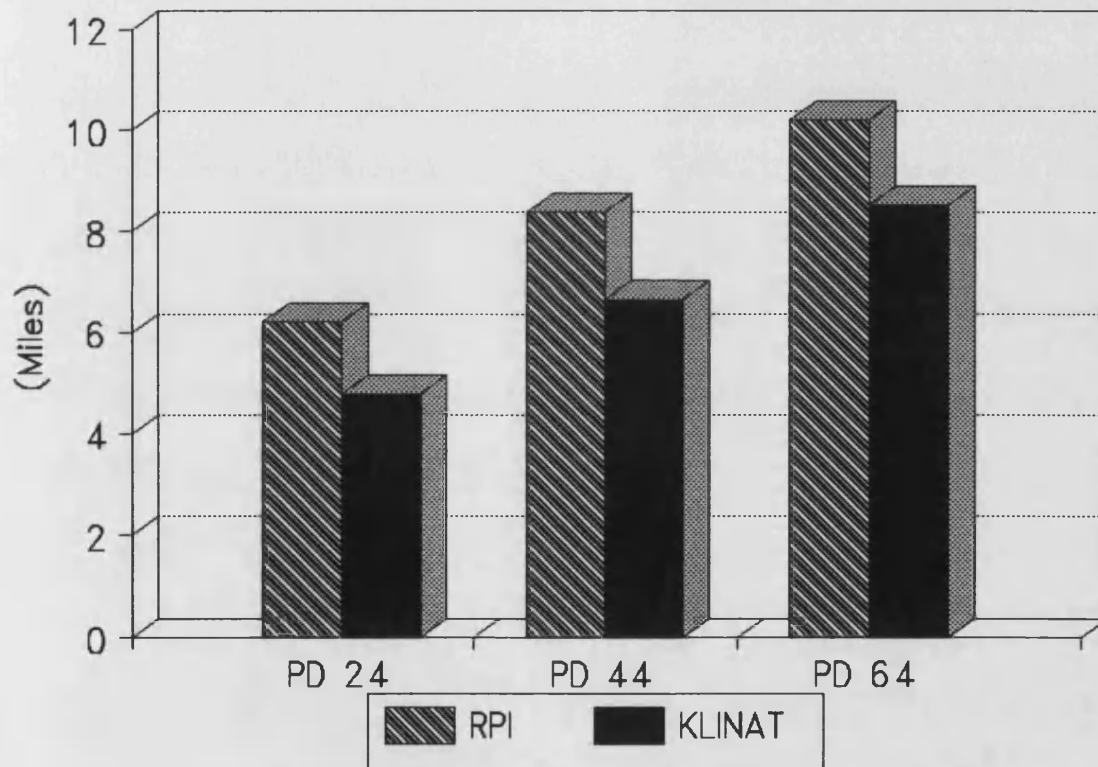


GRAFICO 11

COMPARACION ENTRE RETENEDORES PREMOLAR IZQUIERDO

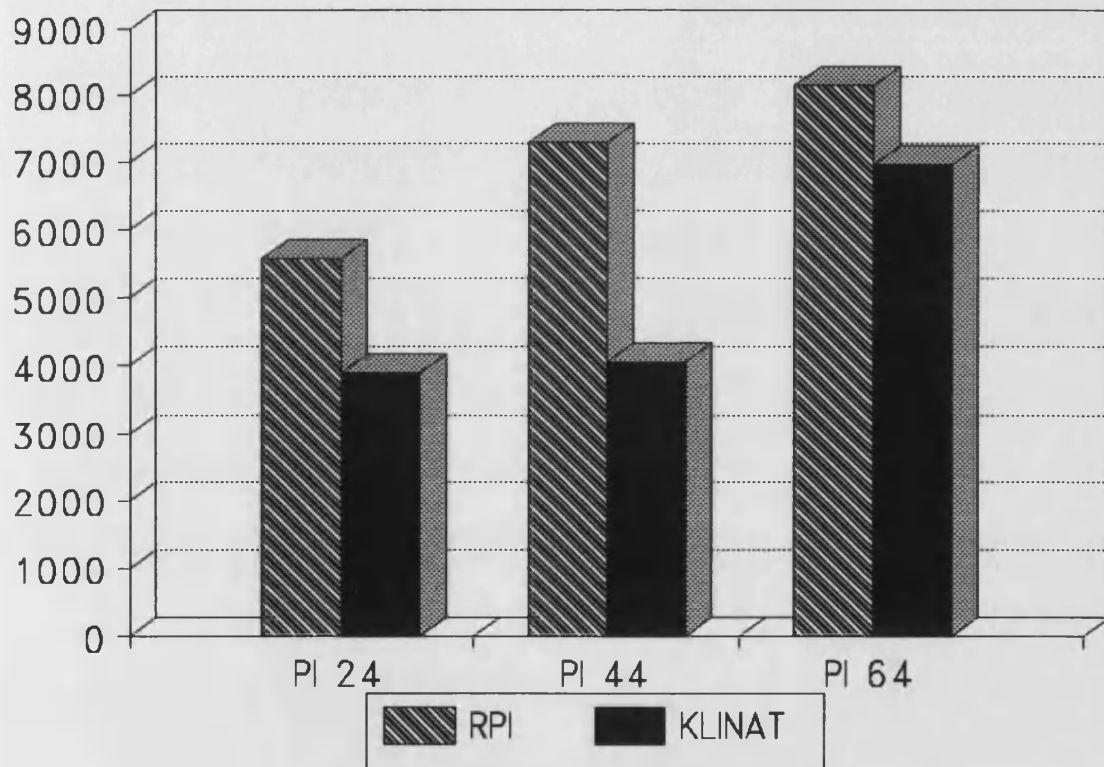


GRAFICO 12

DISCUSSION

**DISCUSION DE LOS METODOS
DE ESTUDIO DE LAS TENSIONES**

Como métodos de estudio de las tensiones existentes en diversos materiales dentales, dientes, y maxilares se han utilizado métodos fotoelásticos y de Extensometría. Más recientemente, se ha incorporado a la investigación odontológica otra técnica, llamada Análisis de Elementos Finitos.

EXTENSOMETRIA

Es un método con el que se llega al conocimiento del estado tensional mediante la obtención experimental de los desplazamientos en el seno del material estudiado, dada la relación lineal existente entre las tensiones y deformaciones.

Históricamente, los métodos extensiométricos han ido evolucionando. Los primeros aparatos que se emplearon para la medida de las deformaciones eran instrumentos mecánicos que se aplicaban directamente sobre la zona a estudiar, de forma que se medían las distancias entre dos puntos de la superficie antes y después de aplicar carga al cuerpo en estudio. Posteriormente, se han ido desarrollando sistemas basados en principios ópticos, eléctricos, e incluso, acústicos. Hoy en día, el uso más generalizado es el Extensómetro de Resistencias Eléctricas.

Este método, utiliza las llamadas GALGAS extensiométricas eléctricas, descritas en 1939 por Runge y Simmons.

Una galga extensiométrica de resistencia eléctrica está constituida por un hilo metálico muy fino, dispuesto formando una rejilla continua, de forma que la mayor parte de su longitud está distribuida paralelamente a una dirección fija, estando adherida a una base muy delgada no conductora.

Si se encola una de estas galgas a una superficie, se puede admitir que el hilo experimentará las mismas deformaciones que dicha superficie.

Su mecanismo de acción se fundamenta en las observaciones de Kelvin, según las cuales, la resistencia eléctrica de un alambre aumenta cuando se alarga, y disminuye en caso contrario, es decir, cuando se acorta (ORTIZ 1985).

La medición de la variación de la resistencia eléctrica de la galga, con un equipo de registro (galvanómetro) adecuadamente calibrado, permite obtener una lectura directa de la deformación longitudinal unitaria producida en el punto de la superficie en el que se ha adherido la galga, siempre que los hilos que la componen estén paralelos a la dirección a estudiar. Por ello, es necesario colocar, en el punto elegido, dos o tres galgas orientadas en varias direcciones.

En estudios comparativos entre Fotoelasticidad y Extensometría se ha demostrado que los resultados obtenidos con una y otra técnica son coincidentes (AULI, 1982).

Se puede afirmar que, pese a la mayor rapidez de realización de los estudios extensométricos, es preferible la utilización de técnicas fotoelásticas en el caso de modelos experimentales de cierta complejidad, pues las galgas extensométricas dan información puntual del modelo, mientras que la Fotoelasticimetría proporciona, además, datos de la

zona que se quiera observar del espécimen.

ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

Consiste en un método de ingeniería matemática de análisis que está basado en la división de un modelo experimental, de cualquier configuración, en elementos o formas geométricas simples (AYDINLIK, 1980)(PAO, 1987).

Los elementos son ensamblados de forma que se unan, llamándose nódulos a los puntos donde lo hacen. Aplicando programas informáticos específicos de ordenador se desarrolla un sistema de ecuaciones simultáneas que es resuelta para describir las fuerzas y desplazamientos de los nódulos. A partir de esto, las tensiones pueden establecerse en cada elemento y en el conjunto del cuerpo a estudiar. (RIEGER, 1989).

Este método lleva tiempo siendo usado en el campo de la ingeniería y la biomecánica, y es válido como sistema de obtención de información tanto en el diseño como en el análisis del comportamiento de las distintas

prótesis odontológicas (**FARAH**, 1989).

Pese a su validez, los resultados no deben ser interpretados como cualitativos, ya que se parte de una hipótesis que hace imperfecto el método. Así, se parte de que el diente, ligamento periodontal y el hueso son materiales homogéneos e isotrópicos, y que su comportamiento elástico es lineal (**COBO**, 1992). Por ello, sólo los hallazgos clínicos pueden confirmar las predicciones experimentales hechas por el análisis de elementos finitos (**YANG**, 1991).

Se puede decir, visto lo anterior, que no existe en la actualidad, un método exacto de medición de las tensiones y deformaciones dentro del campo de la elasticidad aplicada a la investigación en Odontología. Esta situación es especialmente compleja cuando se trata de estudiar un cuerpo que tiene forma irregular, con componentes de características físicas heterogéneas, como son la dentina, esmalte, ligamento periodontal, hueso, etcétera.

Así, aunque la Extensometría proporciona medidas exactas y rápidamente obtenidas, lo hace, exclusivamente, en un punto de la superficie del modelo a estudiar.

Por otra parte, el Análisis de Elementos Finitos, sería más fiable en el caso de cuerpos de características físicas más simples (MATSON, 1986), pero proporciona información poco fiable en nuestro complejo modelo experimental.

La Fotoelasticidad, pese a ser más onerosa en cuanto a condiciones de trabajo (ANUSAVICE, 1987), y más inexacta en cuanto a la medición cuantitativa de las tensiones, si permite una observación más global de las mismas, permitiendo comparar, según el método que hemos desarrollado, zonas iguales en distintas situaciones experimentales, constituyendo, por todo ello, el método más versátil de los que hoy en día disponemos (CRAIG, 1967).

DISCUSION DEL MODELO EXPERIMENTAL FOTOELASTICO

Aunque los estudios sobre modelos experimentales no constituyen una exacta representación de la complejidad geométrica y funcional del aparato estomatognático, es generalmente reconocido el valor de las investigaciones "in vitro" para conseguir la comprensión de la biomecánica aplicada a la prótesis estomatológica, pensemos que resulta imposible poder realizar estudios biomecánicos intraorales, quedando la forma experimental "in vitro" como único sistema para el estudio biomecánico. Mediante los estudios llevados a cabo en el laboratorio sobre los modelos de experimentación, es posible deducir el comportamiento de determinada restauración en el medio oral. Sólo los hallazgos clínicos confirmarán si dichas suposiciones eran correctas o no (YANG, 1991).

El modelo experimental empleado en el presente estudio, ha sido fabricado con resinas epóxi, que se comportan como materiales de estructura homogénea, isotrópica y elástica.

Es bien sabido que las estructuras orales, tales como dientes, ligamento periodontal y tejidos blandos y duros de la cresta alveolar edéntula no poseen todas estas características (THRESHER, 1973). Esto ha motivado la crítica de autores que piensan que los métodos fotoelásticos fueron desarrollados para usarse, únicamente, en materiales homogéneos (EVANS, 1957).

Sin embargo, la validez de la Fotoelasticidad ha sido probada por numerosos autores (BRODSKY, 1975)(DURELLI, 1968). La distribución de tensiones y deformaciones en el modelo, son independientes de las constantes elásticas de los materiales, por consiguiente, los resultados hallados en el modelo experimental, pueden ser aplicados a prototipos de distintos materiales (LLOSADA, 1980). Siguiendo este principio, se puede asegurar que cuando el modelo es representativo del prototipo en cuanto a su forma, y si el límite elástico del material no se sobrepasa, siendo el original un material isotrópico homogéneo, la tensión interna en el modelo será similar a aquella existente en la estructura real (MAHLER, 1955)(TANNER, 1972).

Se ha demostrado una correlación positiva entre el modelo fotoelástico y especímenes histológicos. Así, al estudiar movimientos ortodónticos, cuando se observa una zona de tensión en el modelo experimental, el material histológico correspondiente a la misma zona del animal de experimentación, muestra un ligamento periodontal distendido; y cuando el modelo muestra presión, las fibras periodontales presentan compresión. En el caso de observar un número de franjas muy elevado en el modelo, en el material histológico era evidente la hialinización (CAPUTO, 1974).

En estudios llevados a cabo para determinar la relación existente entre las fuerzas oclusales y el ligamento periodontal, se ha demostrado que en las zonas en las que se producía un acúmulo de tensiones, se objetivaba, en el animal de experimentación, una reabsorción ósea (GLICKMAN, 1970).

TIPOS DE TECNICAS FOTOELASTICAS

Para la aplicación de la Fotoelasticidad al estudio de tensiones, se pueden emplear distintas técnicas:

1. FOTOSTRESS O RECUBRIMIENTO FOTOELASTICO. Consiste en aplicar una capa fina de material plástico fotoelástico a la superficie de la estructura a estudiar. El recubrimiento se ilumina con luz polarizada, que es captada y analizada por un polarizador de reflexión (PEZZOLI, 1986)(REITZ, 1984).

2. ANALISIS DE MODELOS BIDIMENSIONALES. Se basa en la inclusión de los especímenes, en hojas de material fotoelástico, observando todo el conjunto, por transparencia, dentro de un polariscopio circular (SANSOM, 1987)(FISHER, 1975).

3. ANALISIS DE MODELOS TRIDIMENSIONAL. Los modelos a escala de resina epoxi se colocan en un horno, donde son sometidos a carga en ciclos de calentamiento y enfriamiento. Esto provoca la "congelación" de las imágenes. Tras realizar cortes del modelo, estas secciones son observadas en un polariscopio de transmisión (de ALBA, 1979)(McDOWELL, 1982)(AULI, 1980).

4. ANALISIS DE MODELOS CUASITRIDIMENSIONAL. Los modelos de resina epoxi, realizados a escala, son observados en un polariscopio de transmisión mientras son cargados (THAYER, 1977)(HIGHTON, 1988).

Hemos escogido esta última técnica para la realización del presente trabajo, debido a que ofrece más información que la bidimensional, pudiendo estudiar una mandíbula de forma más real, extrayendo datos de una estructura de más parecido a la anatómica.

La técnica tridimensional, si bien aporta datos más concretos en cada corte analizado, obliga a destruir el modelo para cada diseño probado, lo que no nos interesaba puesto que hemos buscado probar dos distintos diseños de prótesis parcial removible sobre un mismo modelo experimental, lo que facilita la comparación de los resultados de estos diseños. Además,

la técnica cuasitridimensional facilita la comparación visual de las tensiones desarrollados en estructuras de complicada geometría sometidas a complejas cargas (STANDLEE, 1988)(CAPUTO, 1986).

No se ha utilizado técnica bidimensional por apartarse de la anatomía de una mandíbula humana.

Por último, se desechó el empleo de técnicas de recubrimiento fotoelástico por aportar datos de las tensiones en la superficie del modelo experimental, siendo nuestro objetivo estudiar las tensiones generadas en el interior de dicho modelo de experimentación.

ATACHES

Como alternativa a los retenedores directos extracoronarios (ganchos), sobre todo por motivos estéticos, se utilizan los ataches. Se pueden diferenciar, dentro de éstos, dos tipos distintos, los rígidos, que no permiten movimiento alguno a la silla protética, excepción hecha del movimiento de instalación y remoción, y los rompiefuerzas, que por el contrario, si lo permiten (BECERRA, 1987). Así, se define un rompiefuerzas como el sistema que se incorpora en un prótesis parcial removible para liberar al diente pilar de parte o toda la carga inducida para mantenerse dentro de los límites de la tolerancia fisiológica (MENSOR, 1968).

La elección de uno u otro tipo, desde hace tiempo, es motivo de discusión por su diferente comportamiento biomecánico. La pregunta que el clínico se plantea es ¿rígido o móvil?. El problema es más complejo en el caso de las clases I y II de Kennedy, donde la existencia de sillas a extremo distal libre agrava las

condiciones de trabajo de las restauraciones protésicas.

Para un grupo importante de autores, la utilización de ataches tipo bisagra, supondría una sobrecarga funcional, tanto de los tejidos periodontales de los dientes pilares, como de la cresta alveolar (**SINGER**, 1973). La existencia de cierta libertad de movimientos horizontales y verticales de la silla libre, crearía estímulos funcionales excesivos que comprometerían la normal vascularización de los tejidos de la cresta alveolar, lo que conduciría a la rápida atrofia del hueso alveolar.

Además, las sillas se hundirían en los movimientos de masticación, con lo que se perdería el contacto oclusal, y por tanto, su eficacia funcional (**LE TEXIER**, 1985).

Según esta filosofía, los ataches rígidos distribuirían la presión masticatoria correctamente entre los ligamentos periodontales de los dientes remanentes y el hueso alveolar edéntulo gracias a la conexión rígida. Sería suficiente con reducir la acción a un nivel que no causase un efecto perceptible, es decir, dentro del umbral fisiológico de la resiliencia de los tejidos blandos y duros del proceso edéntulo.

Reforzando esta teoría, sus defensores se apoyan en estudios estadísticos que indicarían la morbilidad de los sistemas lábiles (KENENS, 1991).

Las escuelas americana y suiza, creen que un sistema de conexión rígido, tomando apoyo sobre sillas bien extendidas y un máximo de soporte dentario, permite aportar la mejor solución al equilibrio tisular (TADDEI, 1988)(CECCONI, 1975).

Los ataches tipo rompiefuerzas, para sus detractores, se moverían incluso por reflejos musculares no masticatorios, lo que implicaría alteraciones en el sistema de anclaje (WUPPER, 1989).

Otros autores, si no indican rutinariamente las bisagras, si las aceptan, exigiendo una meticulosa construcción y unas impresiones de las bases protéticas de máxima calidad (HENDERSON, 1974), (RODRIGUEZ, 1989)(LOPEZ-ALVAREZ, 1987).

Se buscaría, en este caso, el reparto de las cargas oclusales, de manera que el proceso alveolar edéntulo participase en el soporte de la prótesis dentro de su capacidad fisiológica, extendiendo al máximo las bases y logrando un equilibrado oclusal correcto (TYLMAN, 1981)(BREISACH, 1967).

Se lograría, así, una estimulación de los tejidos que los mantendría en buen estado, evitando la atrofia por desuso.

Por último, otro grupo de autores, desaconseja el empleo de ataches rígidos en clases I y II de Kennedy, pero no son partidarios de los tipo bisagra, pues piensan que conllevan a una relajación en cuanto a la aplicación de los criterios de equilibrio de la prótesis parcial removible (BOREL, 1985).

La tendencia general actual se decanta hacia el empleo de anclajes rígidos intracoronarios, cuidando de obtener impresiones mucoestáticas y de máxima compresión (MALABIA, 1988)(HUE, 1985).

No obstante, los ataches tipo bisagra son empleados, en la actualidad, comúnmente en las clínicas de nuestro entorno, lo que nos ha motivado a estudiar el comportamiento de este tipo de anclajes, representados por el KLINAT (Metalor, S.A.), frente a un complejo retentivo clásico, como es el R.P.I.

ANCLAJE KLINAT

Es un rompiefuerzas simple de construcción, versátil, principalmente indicado en Clases I y II de Kennedy (MALLAT).

Posee movimiento vertical y basculante, proporcionando una adecuada estabilización vertical. Es de pequeño tamaño (5,8 x 3 mm.; 7,4 x 3 mm.), dependiendo de la inclinación (90° ó 110°) de la parte macho, así como de su modelo (corto o normal). La parte hembra se fabrica en oro platinado, y la parte macho en acero (Fig. 70 y 71).

Entre sus ventajas, cabe destacar la carencia de muelles, tornillos y demás artilugios que complican su utilización y comprometen su durabilidad.

Posee una hendidura en la parte macho que lo hace fácilmente activable.

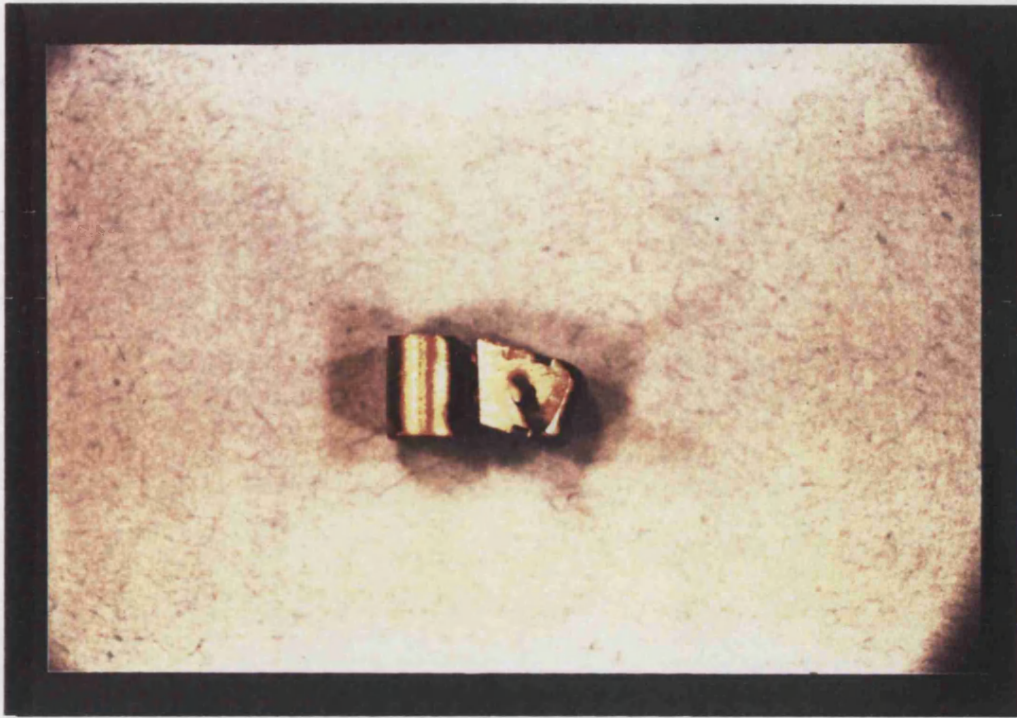


FIGURA 70

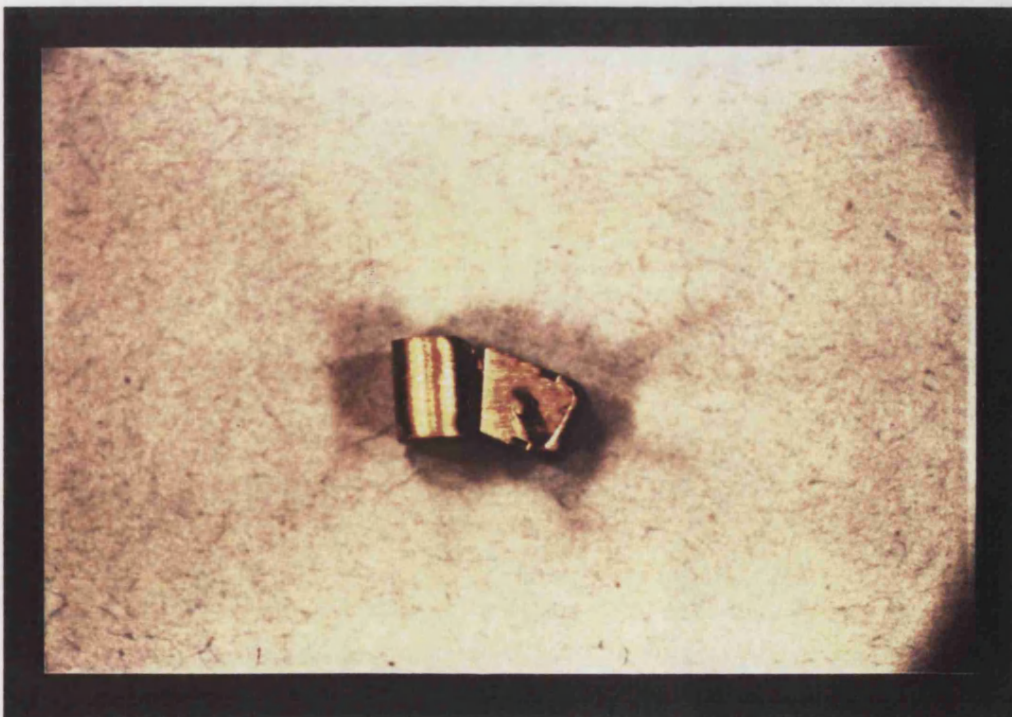


FIGURA 71

Se puede modificar su capacidad de movimiento vertical separando el macho unas décimas de milímetro de su posición de máximo encaje, en el momento de la fijación a la estructura metálica del esquelético.

También es posible modificar la magnitud del movimiento de bisagra aliviando ligeramente la boca del cuerpo del macho. Esta posibilidad de modificar la amplitud de sus movimientos es considerada por algunos clínicos como una desventaja, pues se realiza mediante la habilidad y destreza del técnico de laboratorio, dejando, por ello, de constituir una maniobra de precisión.

Como se puede observar en el esquema de su despiece, el recambio del macho averiado o deteriorado es relativamente sencillo (**Fig. 72**).

RETENEDORES DIRECTOS EXTRACORONARIOS: GANCHOS

Los complejos retentivos que numerosos autores habían propuesto, no solucionaban el problema biomecánico de la aparición de fuerzas nocivas para el periodonto del diente pilar, sobre todo en edentaciones a extremo distal libre.

En 1963, KRATOCHVIL presenta una nueva concepción de complejo retentivo basada en unidades separadas, conectadas entre sí, sólo a través de la base metálica o conector mayor (KRATOCHVIL, 1963).

Las innovaciones que incorpora este diseño son:

1. Apoyo oclusal mesial (lejano) en el diente pilar, con lo que se consigue un apoyo biomecánico fuera del eje mayor del pilar. Se elimina la acción de palanca de primer género sobre el diente en el cual se apoya, pasando a una palanca de segundo género (KO, 1986).

Así mismo, se tiende a transmitir axialmente la carga sobre el periodonto (KRATOCHVIL, 1989). Finalmente, se mejora la resistencia al desplazamiento distal de la prótesis.

2. Brazo retentivo en "I", que no transmite fuerzas torsionales al pilar en carga, debido a la colocación del extremo activo en un punto medial de mayor contorno de la superficie retentiva de la cara vestibular. Provee, con una adecuada retención, de un mínimo contacto esmalte-extremo activo, además de evitar severos tallados en los contornos del diente pilar.

3. Plataforma distal vertical paralela al eje de inserción, que se extiende hacia lingual para proporcionar una adecuada contención al brazo retentivo.

Su extensión ocupa desde la línea de mayor contorno hasta incluir 1-2 milímetros sobre los tejidos gingivales, con lo que se pretende eliminar el espacio libre distal del pilar. El contacto entre encía y la prótesis, sería con una zona metálica altamente pulida, menos retentiva de placa que la resina acrílica.

En 1973, KROL varió el concepto teórico anteriormente expuesto, desarrollando lo que llamó "R.P.I." (Rest, Proximal plate, I-barr clasp). Estas variaciones devinieron de la crítica que se hacía al diseño de Kratochvil, fundamentalmente, la colocación de 1-2 milímetros de plataforma distal sobre la encía marginal, que producía acúmulo de placa y mortificación del surco gingival. Otro concepto discutido fué la gran extensión de la plataforma distal, que obligaba frecuentemente, a grandes mutilaciones de la cara distal del diente pilar, y a vigilar, dada la gran superficie de contacto existente, la aparición de interferencias indeseables que trasladaran el fulcro a distal. Frente a esto, Krol (KROL, 1973) propuso disminuir la extensión del plano guía a 2-3 milímetros, y reducir a 1 milímetro el contacto entre la plataforma metálica y la pieza dentaria (Fig. 73).

Todo ello, permite que, frente a movimientos intrusivos de la silla, la plataforma se deslizará hacia una zona situada por debajo de la línea de mayor contorno, facilitando al brazo retentivo descender levemente hacia gingivo-mesial, produciendo la rotación del apoyo mesial.

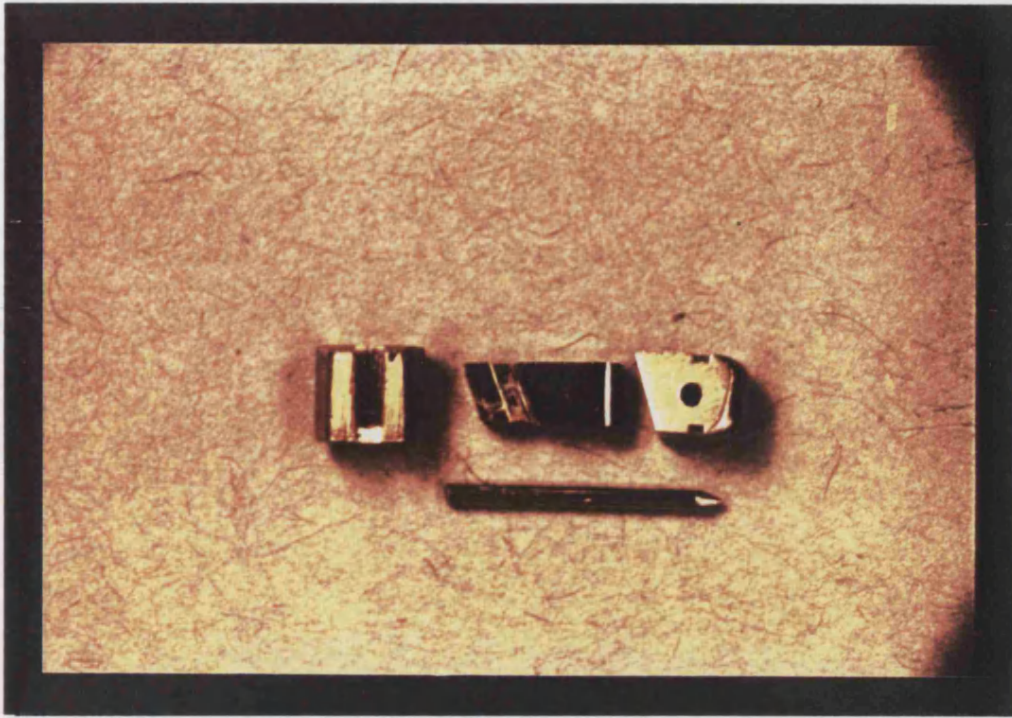


FIGURA 72

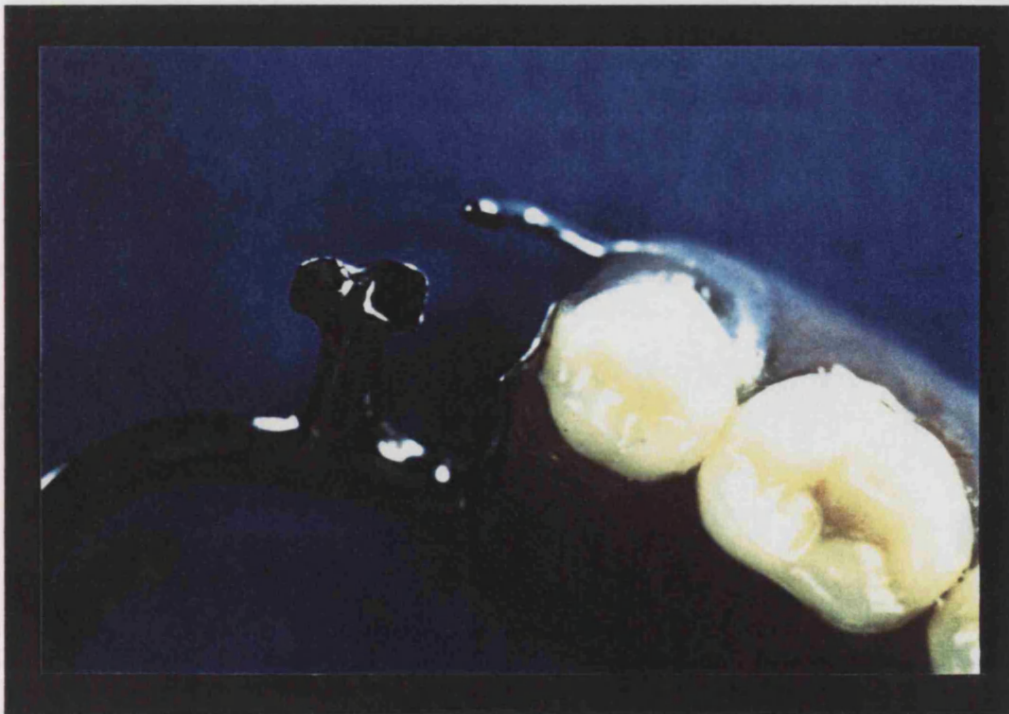


FIGURA 73

No obstante mejorar las condiciones biomecánicas de las prótesis parciales removibles a extremo distal libre, el R.P.I. no soluciona toda la problemática existente. Aún habiéndose desarrollado otros modelos teóricos que obviasen estos defectos, no parece existir la solución definitiva al reto de estos tipos de restauraciones (FERNANDEZ, 1989). Sin embargo, y debido a su amplia utilización clínica, hemos elegido este tipo de complejo retentivo dado su aceptable comportamiento biomecánico y su fácil elaboración por los talleres protésicos.

BANCO DE ENSAYO FOTOELASTICO

La aplicación de las cargas se realizó mediante un dispositivo de palanca de segundo género, con un brazo de potencia 4 veces mayor al de resistencia. Esto hacía que el peso aplicado se multiplicara por 4 en el punto de carga, lo que facilitaba la manipulación de las pesas estandarizadas que se utilizaron.

La resistencia se apoyaba en la rama transversa del arco de carga, de manera que éste aplicaba al bajar, mediante un puntero de dirección regulable, la presión a una barra metálica que la transmitía a los segundos premolares y primeros molares de las prótesis ensayadas (MacGREGOR, 1980), simulando con ello la carga normal masticatoria.

Otros autores emplean distintos sistemas, como poleas (CHACONAS, 1976), o prensas hidráulicas con células de carga (LOPUCK, 1978), pero para mayor simplificación, elegimos el sistema antes descrito, cuidando que el puntero descansase centralmente en la barra.

Nuestro método, mas económico y simple, es más inexacto. Pese a ello se mostró válido, pues las pequeñas diferencias entre carga aplicada realmente y carga aplicada teóricamente, no son significativas en cuanto a los resultados. Por ende, la magnitud de la carga no se consideró cuantitativamente definitiva, sino que atribuíamos mayor valor a la utilización de una carga, siempre la misma, para cada ensayo.

Se eligieron cargas de 24, 44 y 64 kilogramos para su aplicación en el banco de carga. Esto suponía fuerzas de, aproximadamente, 117, 215 y 313 Newtons, cifras similares a las descritas por GRABER como funcionales (196 Newtons) y parafuncionales (295 Newtons) (GRABER, 1988).

Los intervalos en el incremento de la magnitud de la carga se calcularon en función a los estudios de MacGREGOR, que aconseja que sean amplios para compensar la limitada sensibilidad de la técnica fotoelástica (MacGREGOR, 1983).

Debido a la forma del modelo fotoelástico (herradura) y a su pequeño tamaño, no se utilizaron los grandes filtros ópticos comunes en las técnicas bidimensionales. Se construyó un dispositivo que, mediante un espejo, llevaba la luz al interior de la arcada, teniendo instalado, a su salida, los filtros

polarizador y cuarto de onda.

Así mismo, se montaron en la máquina fotográfica los correspondientes filtros, según el orden ya mencionado. Esto facilitaba la aproximación hacia el modelo de estudio.

Gracias al diseño especial del banco de carga, se mantuvo, en todo momento, la misma relación enfrentada entre la luz y la cámara fotográfica, aún en el caso de girar la plataforma donde se encontraba el modelo.

Una vez obtenidas las fotografías, como antes se explicó, se fabricaron las transparencias que permitían delimitar cada una de las áreas coloreadas para posteriormente someterlas al procesado por el equipo de análisis de imagen.

Esta metodología, aunque más laboriosa, presenta como principal ventaja la precisión con que valoraremos las superficies de las áreas de las distintas franjas coloreadas, representativas de las tensiones existentes. Por el contrario, la mayoría de autores se conforman con una apreciación cualitativa de dichas áreas, lo que conlleva a análisis poco rigurosos e imposibles de cuantificar (THAYER, 1980)(RALPH, 1975).

APLICACION DEL ANALIZADOR DE IMAGENES

La incorporación a la metodología fotoelástica de un intensificador de imágenes, permite tratar las imágenes fotográficas obtenidas de una forma muy precisa, puesto que facilita la medición exacta de áreas seleccionadas matemáticamente.

Tras la captura de la imagen por una cámara de televisión (CCD), el intensificador de imágenes es capaz de digitalizarla, pudiendo establecer un intervalo de grises que hacen posible la diferenciación de las distintas zonas o celdas que ocupan los colores aportados fotoelásticamente.

Seguidamente, se pueden eliminar las figuras que polucionan el campo de estudio, como anotaciones hechas en las plantillas de poliéster, sombras de raíces o bordes de la prótesis.

Al analizar las celdas, se obtiene el valor exacto de su superficie mediante lectura directa en el monitor del ordenador, evitando errores humanos en la

apreciación de aquellas, o complicados cálculos matemáticos (KUSKE, 1974).

Estas valoraciones se pueden procesar gráfica o numéricamente (perfiles de intensidad o listados, respectivamente). Se puede, así, cuantificar el valor de las áreas, y por ende, y tras multiplicar las cifras resultantes de las superficies por el factor de retardo óptico de cada color, comparar las concentraciones de tensión encontradas en distintas fotografías.

Con este método, se evita la comparación subjetiva de la superficie de las áreas que ocupan los colores obtenidos en el modelo experimental (FRAGISKOS, 1991), pudiendo manejar datos numéricos objetivos, que serán de especial utilidad en aquellos ensayos donde los resultados no sean excesivamente diáfanos en una observación visual.

Hasta el momento actual, no hemos encontrado ninguna referencia bibliográfica que trate de la aplicación de ésta metodología al campo de la Fotoelasticidad, aunque sí existen estudios de su aplicación en otros campos de la Odontología (BARJAU, 1990)(MARTINEZ-ALMAGRO, 1991).

DISCUSION DE LOS RESULTADOS

Cuando, en el capítulo de resultados, hablábamos de la comparación entre las hemiarquadas, decíamos que las diferencias observadas entre uno y otro lado se achacaban a la heterogeneidad anatómica del modelo de experimentación fotoelástico y de la diferencia de las estructuras componentes de la prótesis parcial removible. Se ha demostrado que la configuración geométrica de las raíces, afecta directamente a la distribución de las tensiones encontradas en el modelo experimental (HAYASHI, 1975).

Debido a estas diferencias en la forma y tamaño de las hemiarquadas, se produce en la zona de estudio que elegimos en las fotografías, una mayor o menor "polución" de las áreas por zonas neutras que no nos interesa valorar. Se eliminan (en el momento de la selección de las celdas por el intensificador de imágenes) todas aquellas estructuras que no se debieran a coloraciones fotoelásticas, es decir, raíces, bordes

de la prótesis, etcétera.

Sin embargo, creemos más importante la continuidad de los resultados según se incrementa la carga a que se somete el modelo experimental, así como la homogeneidad de los mismos cuando se comparan los dos tipos de prótesis ensayadas.

El análisis de la biomecánica aplicada a la prótesis parcial removible a extremo distal libre, constituye una de las discusiones más constantes dentro del campo de la prostodoncia, dado que se trata de pacientes parcialmente edéntulos que, en muchos casos, son considerados en tránsito hacia la prótesis completa (BOREL, 1985).

La importancia de la realización de un correcto diseño de la prótesis es socavada por la capacidad de adaptación de los pacientes, que sólo mostrarán los daños causados por una mala planificación de la restauración prostodóncica al cabo de algunos años de uso más o menos tolerable, cuando se agote su capacidad de acomodación (BERMEJO, 1979).

A tenor de los resultados obtenidos, y ante algunas opiniones que se expresan a favor de los ataches de funcionamiento en bisagra frente a los retenedores clásicos, en lo que concierne a distribución más adecuada de fuerzas sobre las sillas, pensamos con nuestros resultados, que esta distribución no es tan homogénea en favor de los citados ataches. Esto nos hace pensar que, ya que necesitamos buscar apoyo sobre la mucosa residual tanto en uno como en otro esquema, no es posible, en la actualidad, sustituir el concepto de máxima extensión de las sillas protéticas y de obtener una impresión mucoestática que aproveche el efecto de cojinete hidráulico repartidor de fuerzas, que evitará zonas concretas de mayor reabsorción del proceso alveolar residual.

Siguiendo este razonamiento de respeto a las reglas biomecánicas clásicas es, así mismo, necesario incluir dentro de la extensión de las sillas protéticas, aquellas zonas que, por su actividad, ofrezcan menor deformación y reabsorción, tales como los trígonos retromolares y las tuberosidades del maxilar (CASADO, 1989)(PREISKEL, 1984).

Pese a todo ello, se produce un proceso involutivo fisiológico del hueso de las zonas edéntulas, que unido al causado en mayor o menor grado por la prótesis, hacen necesaria la práctica de rebasados periódicos de

las sillas libres, lo que permite un buen apoyo de dichas sillas sobre el proceso edéntulo, y con ello, una biomecánica más adecuada.

Otra controversia que se plantea, dentro de la discusión sobre la prótesis parcial removible, consiste en la necesidad o no de ferulizar varios dientes pilares para soportar los ataches (WHITE, 1978). Estamos de acuerdo con DYKEMA cuando cree que la utilización de un sólo pilar conllevará a su claudicación temprana, con la excepción de los caninos con raíces de gran tamaño y buena situación periodontal. Fuera de este caso, se deben utilizar como norma general, al menos dos dientes unidos por las coronas (DYKEMA, 1969)(ROSENSTIEL, 1991).

Un factor de indudable importancia para la totalidad de autores es la higiene rigurosa que debe mantener el paciente portador de éste tipo de prótesis. BERGMAN, en un estudio longitudinal de diez años, ha demostrado que si el cuidado en la limpieza de los dientes remanentes es correcta, siendo el diseño de la prótesis adecuado, y existe un control periódico de la restauración, el buen pronóstico a largo plazo está asegurado (BERGMAN, 1982)(BERGMAN, 1987).

Si existe un concepto universalmente aceptado por todos los autores, cuando se trata de prótesis parcial removible, es aquel referente a la conservación de la integridad de las estructuras buco-dentarias del paciente.

Cuando se llega a la conclusión diagnóstica de que el paciente es subsidiario de portar una prótesis parcial removible, en el caso de edentaciones a extremo distal libre, la conducta más acertada será distribuir armónicamente la carga oclusal entre las estructuras presentes, es decir, entre los dientes pilares remanentes y mucosa que recubre los procesos alveolares edéntulos.

La misma dualidad en la naturaleza de las zonas de apoyo, conlleva a la aparición de fuerzas de palanca, que se deberán mantener dentro de los límites de tolerancia fisiológica de los respectivos tejidos. Es aquí donde los conocimientos de la biomecánica nos aportan soluciones que, si no resuelven el problema totalmente, si contribuyen a paliarlo.

Las alternativas que se ofrecen en estos casos, pasan por elegir entre las corrientes de opinión existentes. Para un grupo de autores, las cargas protésicas deben ser vehiculizadas hacia los procesos edéntulos mayoritariamente, usando para este fin

complejos retentivos llamados lábiles, que permitirían un movimiento más o menos independiente de la base protética con respecto a los dientes remanentes (BLATTERFEIN, 1969). Por otro lado, hay quienes opinan todo lo contrario, es decir, la carga producida en la masticación debería ser soportada por los dientes remanentes en conjunción con la acción del hueso alveolar edéntulo. Se buscaría un reparto de las cargas armónico mediante la utilización de sistemas de retención rígidos, que aprovecharan la capacidad de las fibras de Sharpey de los dientes remanentes y el fenómeno de amortiguación de las cargas por parte de la mucosa de la zona edéntula (McCRACKEN, 1964).

La utilización de un sistema de retención rígido o lábil estará en función del estado periodontal de los dientes pilares, puesto que en el caso de unos pilares débiles, puede estar indicada la utilización de conexiones que traspasen la mayor parte de la carga al proceso alveolar edéntulo. Así mismo, en extensiones distales amplias, la colocación de un sistema rígido podría acarrear la lesión de los dientes pilares por una extrema acción de palanca, lo que aconsejaría el uso de complejos retentivos que permitieran esta descarga de los pilares.

Esta acción de derivación hacia el tramo distal edéntulo de la mayor parte de las fuerzas oclusales, se podría realizar utilizando distintos métodos de retención de la prótesis a los dientes pilares. Se pueden utilizar ganchos "lábiles" que permitan una rotación de la estructura protésica sobre el eje que describen los puntos de apoyo más distales en los dientes remanentes (KROL, 1973); o bien, se pueden usar los conectores mayores hendidos, que consiguen un efecto rompiefuerzas de las cargas sobre los dientes pilares; o se trataría de complejos retentivos tipo atache, ya sean de semiprecisión, como el atache THOMPSON, o de precisión, con o sin resiliencia (atache DALBO-S y atache KLINAT, respectivamente).

De cualquier modo, los retenedores para prótesis parcial removible con una extensión distal libre amplia deben actuar como rompiefuerzas, o directores de tensiones, y deben tener la capacidad de redistribuir dichas fuerzas entre el diente pilar y la silla libre cuando la base de la prótesis se mueve hacia los tejidos del proceso edéntulo bajo tensión funcional (HENDERSON, 1974)(RHODS, 1988).

Biomecánicamente, tanto el atache Klinat como el retenedor R.P.I. se comportan como rompiefuerzas.

El R.P.I. permite una rotación de las sillas sobre el eje de fulcro. El punto que actúa como fulcro en cada hemiarcada lo constituye el apoyo o descanso oclusal, que en este caso se encuentra situado en mesial del primer premolar (DeBOER, 1988).

El atache Klinat se define como rompiefuerzas debido al movimiento rotacional que se consigue por la disposición de la parte macho. Permite, por ello, la aplicación de fuerzas sobre la zona edéntula distal al actuar en las condiciones descritas anteriormente, como también corrobora Sossamon (SOSSAMON, 1986).

Se ha constatado, en los resultados obtenidos, la existencia de mayor concentración de tensión en la zona de primer premolar en ambos lados, en el retenedor R.P.I. comparándolo con el atache estudiado, tanto para 24 como para 44 y 64 Kilogramos de carga aplicada.

Esto se explica por la acción del apoyo oclusal, el cual transmite más carga al diente pilar (primer premolar), ya que se trata, en el modelo experimental, de coronas individuales no ferulizadas. Esto provocaría un efecto de "descarga" de los caninos (MARTINET, 1978).

Por el contrario, en las prótesis con ataches Klinat, se produce una menor concentración de tensiones en la zona de los primeros premolares, debido al efecto

bisagra, que "libera" al diente pilar de parte de las cargas axiales, para aplicarlas sobre la zona edéntula.

Llama al atención el hecho de que, en la utilización del atache, aparezca una importante concentración de tensiones en la zona de los caninos. Este hallazgo quizá se explique por el efecto logrado con la ferulización de las coronas de primeros premolares y caninos. Ello demostraría que el atache Klinat actúa, en este caso, con poca resiliencia, pues desde la aplicación de la carga de menor intensidad, se obtiene un importante valor de concentración de tensión en los caninos, que se mantiene alto con el incremento de la carga. Realmente no existe una explicación clara a la aparición temprana de esta tensión en el canino, cuando hemos valorado anteriormente el atache utilizado como rompiefuerzas. El hecho de no haber utilizado un retenedor R.P.I. sobre dos dientes ferulizados, que aplicara fuerzas al canino, nos elimina la posibilidad de comparar la tensión existente en el canino en este segundo supuesto con la tensión obtenida utilizando el atache en esa misma zona.

Cabría pensar que la concentración de tensiones en la zona de los caninos, cuando se utiliza el atache, fuera debida a fuerzas de tracción y no de presión.

Estos datos indican que el retenedor R.P.I. transmite más carga a los dientes pilares que el atache Klinat.

Con respecto a los procesos alveolares edéntulos, se ha obtenido una mayor concentración de tensiones cuando se ensaya la prótesis con ataches Klinat, a cualquiera que sea la carga aplicada, en comparación con los resultados encontrados para el retenedor R.P.I., lo que indica un auténtico efecto bisagra.

Todo ello manifiesta que el retenedor R.P.I. aplica más las fuerzas en los pilares que el atache Klinat (THOMPSON, 1977). Aunque no es posible la extrapolación directa de estos resultados "in vitro" a lo que es un medio biológico como la cavidad oral, si se puede sugerir que en el caso de dientes pilares periodontalmente sanos, y salvo indicación estética o contraindicación expresa como accidentes anatómicos del diente que impidan su utilización, sería preferible la indicación de un retenedor directo R.P.I. a un atache tipo bisagra, que sobrecargaría en exceso los tejidos del proceso residual distal (TYLMAN, 1981).

Por el contrario, en pacientes con dientes pilares periodontalmente afectados, el empleo de un atache con efecto bisagra, podría aliviar la carga oclusal que sobre éstos se pudiera ejercer, derivando las fuerzas

masticatorias hacia el proceso edéntulo.

Nuestros resultados, respecto al atache Klinat, coinciden con los obtenidos con PEZZOLI y colaboradores cuando estudian otros ataches con acción bisagra (PEZZOLI, 1986), donde registran altas concentraciones de tensión tanto en el diente pilar distal como, preferentemente, en la zona edéntula, bajo la silla protética en el área en que se aplica la carga funcional.

También coincidimos con CHOU y colaboradores, cuando concluyen que el retenedor R.P.I. presenta una distribución más favorable de las tensiones, mientras que los ataches tipo bisagra, presentaron altas concentraciones de tensiones (CHOU, 1989).

CONCLUSIONES

El modelo experimental desarrollado y analizado en la presente memoria es útil para un conocimiento más adecuado de la distribución de las fuerzas oclusales en el seno de las estructuras bucales que soportan una prótesis parcial removible.

Este trabajo tiene como objetivo un estudio de las tensiones que se originan en el modelo experimental de tipo cualitativo, no cuantitativo. Es decir, hemos tratado de conocer como se distribuyen las tensiones, y aunque no podamos cuantificarlas, sí somos capaces de definir las para la comparación entre las prótesis probadas sobre el modelo experimental. Ello nos permitirá un mejor conocimiento de la biomecánica de los distintos diseños protéticos que se presumen con mejor o peor comportamiento, pudiendo establecer deducciones que nos servirán, en la clínica, para una más adecuada indicación de dichas prótesis en los pacientes.

Las conclusiones principales derivadas del presente estudio son:

1. Los materiales dotados con la propiedad de birrefringencia accidental son válidos para estudiar los efectos que sobre la luz producen la tensión o deformación, cuando dichos materiales son sometidos a cargas.

2. Las técnicas fotoelásticas permiten el análisis de la tensiones que se originan en el seno de un modelo experimental, aun cuando se trate de especímenes con forma irregular. La técnica cuasitridimensional es preferible a cualquiera otra fotoelástica, puesto que permite el estudio de modelos que se acercan a la forma anatómica de la mandíbula humana.

3. Las resinas epoxi PL-1 y PL-2 son aptas para este tipo de estudios dado que sus módulos de elasticidad se asemejan a los de la dentina y hueso maxilar respectivamente, haciendo posible que su objetivación mediante técnicas fotoelásticas sea similar a dichas estructuras de la cavidad oral.

4. El diseño del arco de carga, unido a una plataforma capaz de rotar libremente, se muestra como ideal en cualquier análisis experimental que pretenda utilizar incrementos progresivos de carga, sin obstaculizar las observaciones directas ni indirectas del modelo experimental. El diseño del polariscopio circular, con una de sus partes basada en los principios físicos del periscopio, y la otra unida a una cámara fotográfica, se mostró idóneo para estudiar estructuras con forma de herradura, como la mandíbula humana.

La utilización de un polariscopio circular fijo dentro de un banco de trabajo fotoelástico móvil tolera la observación de cualquier área del modelo experimental, sin variar los parámetros de la observación. Esto favorece una uniformidad en la recogida de datos, sea cual sea el diseño protésico probado.

5. Cuando un modelo fotoelástico se introduce en el campo de un polariscopio circular, es necesario el incremento substancial de la fuerzas aplicadas, con intervalos de carga amplios, para que se aprecie progresión en los resultados.

6. La aplicación de un equipo de análisis de imágenes permite un exacto cálculo de la superficie de las áreas representativas de los distintos gradientes de tensión existentes, evitando la apreciación subjetiva de su magnitud.

7. El empleo, en prótesis parcial removible, de retenedores directos tipo gancho o tipo atache bisagra, no implican de ningún modo el abandono de los principios clásicos de éste tipo de restauraciones, tales como la extensión máxima de las sillas protéticas. El comportamiento de las prótesis estudiadas, ya fueran con retenedores R.P.I. o con retenedores Klinat, se mantenía aún utilizando cargas que superaban los límites fisiológicos.

8. La utilización de un retenedor R.P.I. provoca la distribución de las fuerzas oclusales recibidas mediante una derivación preferente de las cargas hacia los dientes pilares, liberando de éstas al proceso alveolar edéntulo.

9. El uso de un retenedor Klinat implica una derivación de las cargas oclusales preferentemente hacia los espacios edéntulos, descargando de éstas a los dientes pilares.

BIBLIOGRAFIA

AMSTERDAM M., PURDUM L.C., PURDUM K.L. (1987).

The occlusalgraph: A graphic representation
of photoocclusion data.

J. Prosth. Dent. 57:94-8.

ANUSAVICE K.J., HOJJATIE B. (1987).

Stress distribution in metal-ceramic crowns
with a facial porcelain margin.

J. Dent. Res. 66:1493-7.

APPLEGATE O.C.

Elementos de Prótesis de Dentaduras
Parciales Removibles.

1ª ed. Buenos Aires. Ed. Bibliográfica
Argentina. 1959.

ARDLEY N., MATTHEWS R.

Física. Materia. Átomos. Energía.

1ª ed. Barcelona. Plaza & Janés editores,
S.A. 1985.

ASSIF D., OREN E., MARSHAK B.L., AVIV I. (1989).

Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques.

J. Prosth. Dent. 61:535-43.

AULI J., LLOSADA J.

Análisis experimental del factor de concentración de tensiones en la sección central de una ballesta que trabaja a flexión.

1ª edición. Barcelona. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de Terrassa. 1982.

AULI J.M. (1980).

Análisis experimental de los métodos y parámetros que se requieren para la aplicación del Araldit, en la Fotoelasticimetría Tridimensional.

Tesis Doctoral. Esc. Téc. Sup. de Ingenieros Industriales de Terrassa. Universidad Politécnica de Catalunya.

AVRIL J.

Encyclopedie Vishay d'analyse des
contraintes.

1ª ed. Paris. Vishay-Micromesures. 1974.

AYDINLIK E., AKAY H.U. (1980).

Effect of a resilient layer in a removable
partial denture base on stress distribution
to the mandible.

J. Prosth. Dent. 44:17-20.

BAETEN L.R. (1975).

Canine retraction: A photoelastic study.

Am. J. Orthod. 67:11-23.

BARJAU I., MARTINEZ A., ALMENAR A.P., PEREZ C. (1990).

Anatomía clínica de los dientes sinusales y
antro maxilar.

Acta estomatol. Val.2:65-76.

BATAREC E., BUCH D.

Abrégé de Prothèse Adjointe Partielle.

1ª ed. Paris. Ed. Masson. 1989.

BECERRA G., MacENTEE M. (1987).

A classification of precision attachments.

J. Prosth. Dent. 58:322-7.

BERGMAN B. (1987).

Periodontal reactions related to removable partial dentures: A literature review.

J. Prosth. Dent. 58:454-8.

BERMEJO A., MARTINEZ J., DOMENECH P., NIÑOLES R., FENOLL R., PONCE DE LEON J.M., RIERA J.M. (1979).

Fundamentos biofísicos de la función de una prótesis parcial removible.

Rev. Española Estomatol. 27:232-47.

BLATTERFEIN L. (1969).

The use of the semiprecision rest in removable partial dentures.

J. Prosth. Dent. 22:307-32.

BLOSS F.D.

Introducción a los métodos de Cristalografía Óptica.

4ª ed. Barcelona. Ediciones Omega, S.A. 1985.

BOREL J.-C., SCHITTLY J., EXBRAYAT J.

Manual de prótesis parcial removible.

1ª ed. Paris. Editorial Masson. 1985.

BOUCHER L.J., RENNER R.P.

Rehabilitación del desdentado parcial.

1ª ed. México. Editorial Interamericana,
S.A. 1984.

BREISACH L. (1967).

Esthetic attachments for removable partial
dentures.

J. Prosth. Dent. 17:261-5.

BRODSKY J.F., CAPUTO A.A., FURSTMAN L.L. (1975).

Root tipping: A photoelastic-histopathologic
correlation.

Am. J. Orthod. 67:1-10.

BUCH D. (1981).

Etude des contraintes enregistrées par les
dents-support d'une prothèse adjointe
partielle par la méthode
photoélasticimétrique.

Rev. D'Odonto-stomatol. 10:317-30.

BURNS D.A., KRAUSE W.R., DOUGLAS H.B., BURNS D.R.
(1990).

Stress distribution surrounding endodontic
posts.

J. Prosth. Dent. 64:412-8.

CAPUTO A.A., CHACONAS S.J., HAYASHI R.K. (1974).

Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction.

Am. J. Orthod. 65:250-9.

CAPUTO A.A., STANDLEE J.P.

Biomechanics in Clinical Dentistry.

1ª ed. Chicago. Quintessence Publishing.
1987.

CASADO J.R., RODRIGUEZ M., SUAREZ J.M. (1984).

II. Prótesis parcial removible, concepto y fines.

Rev. Eur. Estomatol. 1:105-10.

CECCONI B.T., ASGAR K., DOOTZ E. (1972).

Clasp assembly modifications and their effect on abutment tooth movement.

J. Prosth. Dent. 27:160-7.

CECCONI B.T., KAISER G., RAHE A. (1975).

Stressbreakers and the removable partial denture.

J. Prosth. Dent. 34:145-51.

CHACONAS S.J., CAPUTO A.A., DAVIS J.C. (1976).

The effects of orthopedic forces on the craneofacial complex utilizing cervical and headgear appliances.

Am. J. Orthod. 69:527-39.

CHOU T., CAPUTO A.A., MOORE D.J., XIAO B. (1989).

Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal-extension removable partial dentures.

J. Prosth. Dent. 62:313-9.

COBO J., SICILIA A., SUAREZ D., RODRIGUEZ M. (1992).

Tensiones iniciales inducidas en el periodonto por una fuerza ortodóntica de intrusión (1): Análisis tridimensional mediante elementos finitos.

Periodoncia 1:24-8.

CRAIG R.G., EL-EBRASHI M.K., LePEAK P.J., PEYTON F.A. (1967).

Experimental stress analysis of dental restorations. Part I: Two-dimensional photoelastic stress analysis of inlays.

J. Prosth. Dent. 17:277-91.

CRAIG R.G., FARAH J.W., EL-TAHAWI H.M. (1974).

Three-dimensional photoelastic stress analysis of maxillary complete dentures.

J. Prosth. Dent. 31:122-9.

de ALBA y LEVY J.A., CAPUTO A.A., CHACONAS S.J. (1979).

Effects of orthodontic intermaxillary class III mechanics on craneofacial structures.

Part I : Photoelastic analysis.

Angle Orthod. 49:21.

DINKEL R., JEAN F., BABEL L., LOUIS J., DIRAND M.

(1987).

Etude critique du crochet circonférentiel à émergence mésiale. Calcul analytique et détermination des points d'appui par la photoélasticimétrie.

Cah. Prothèse. 57:89-112.

DOMINGUEZ M., LOPEZ M. (1986).

Evolución histórica de Prótesis Estomatológica.

Bol. Inf. I.C.O. de Odontólogos y

Estomatólogos de Andalucía. 2º Trimestre:5-

11.

DURELLI A.J.

Aplicaciones del análisis de esfuerzos.

1ª ed. México. Cia. Editorial Continental.
1968.

DYKEMA R.W., CUNNINGHAM D.M., JOHNSON J.F.

Modern practice in Removal Partial
Prosthodontics.

1ª ed. Philadelphia. W.B. Saunders Co. 1969.

EL-EBRASHI M.K., CRAIG R.G., PEYTON F.A. (1969).

Experimental stress analysis of dental
restorations. Part III; The concept of the
geometry of proximal margins.

J. Prosth. Dent. 22:333-45.

EL-EBRASHI M.K., CRAIG R.G., PEYTON F.A. (1970).

Experimental stress analysis of dental
restorations. Part VII: Structural design
and stress analysis of fixed partial
dentures.

J. Prosth. Dent. 23:177-86.

EVANS F.G.

Stress and strain in bones.

1ª Ed. Springfield (Ill.). Charles C. Thomas
Publisher. 1957.

FARAH J.W., CRAIG R.G., MEROUEH K.A. (1989).

Finite element analysis of three- and four-unit bridges.

J. Oral Rehabil. 16:603-11.

FARAH J.W., MacGREGOR A.R., MILLER T.P. (1979).

Stress analysis of disjunct removable partial dentures.

J. Prosth. Dent. 42:271-6.

FERNANDEZ M.E., GRIMONSTER L.J. (1989).

Retención y biomecánica de los "Complejos Retentivos". III parte: La Escuela de Kratochvil y complejos retentivos "actuales".

Av. Odontoestomatol. 5:180-7

FISHER D.W., CAPUTO A.A., SCHILLINBURG (Jr) H.T.,

DUNCANSON M.G. (1975).

Photoelastic analysis of inlay and onlay preparations.

J. Prosth. Dent. 33:47-53.

FRAGISKOS F., ALEXANDRIDIS C., CAPUTO A.A., HABAKI S.

(1991).

A new endodontic stabilizer implant device.

J. Prosth. Dent. 65:427-30.

GASCON F.J., MAÑES J.F., ALIAGA M. (1991).

Evaluación de las principales variaciones en la "Wash-Technique".

Bol. Informativo S.E.M.O. Junio.

GLICKMAN I., ROEBER F.W., BRION M., PAMEIJER J.H.N.

(1970).

Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces.

J. Periodontol. 41:30-5.

GRABER G.

Atlas de prótesis parcial.

1ª ed. Barcelona. Salvat Editores, S.A. 1988.

HAYASHI, R.K., CHACONAS, S.J., CAPUTO, A.A. (1975).

Effects of force direction on supporting bone during tooth movement.

J. Am. Dent. Assoc 90:1012.

HENDERSON D., STEFFEL V.L.

Prótesis parcial removible según McCracken.

1ª ed. Buenos Aires. Editorial Mundi. 1974.

HERVE, M. (1972).

Les tissus de soutien des appareils de prothèse partielle amovible: de leur préservation.

Actualités Odonto-Stomat. 99:325-32.

HIGHTON R., CAPUTO A.A., KINNI M., MATYAS J. (1988).

The interaction of a magnetically retainer denture with osseointegrates implants.

J. Prosth. Dent. 60:486-90.

HOFMANN-AXTHELM W.

History of Dentistry.

1^a ed. Chicago. Quintessence Publishing Co.
1981.

HUE O. (1985).

L'esthétique et la rétention en prothèse adjointe partielle. Une solution: les glissières.

Rev. Odonto-Stomatol. 14:369-74.

HUNTER A.J., FEIGLIN B., WILLIAMS J.F. (1989)

Effects of post placement on endodontically treated teeth.

J. Prosth. Dent. 62:166-72.

ICHIDA E., CAPUTO A.A. (1986).

Stresses induced by endodontic stabilizers.
J. Prosth. Dent. 55:168-75.

INSTRUCTION BULLETIN IB-233 (1982).

Instructions for mixing type PL-1 liquid
plastic.
Measurements Group Inc.

INSTRUCTION BULLETIN IB-234-1 (1982).

Instructions for mixing type PL-2 liquid
plastic.
Measurements Group Inc.

KENENS I.E.L.

Construcción de la prótesis parcial
removible colada.

1ª edición. Barcelona. Ed. Doyma, S.A. 1991.

KO S.H., McDOWELL G.C., KOTOWICZ W.E. (1986).

Photoelastic stress analysis of mandibular
partial dentures with mesial and distal
occlusal rests.

J. Prosth. Dent. 56:454-60.

KRATOCHVIL F.J. (1963).

Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth.
J. Prosth. Dent. 13:114-24.

KRATOCHVIL F.J.

Prótesis parcial removible.

1ª ed. México. Editorial Interamericana, S.A.
1989.

KRATOCHVIL F.J., CAPUTO A.A. (1974).

Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures.

J. Prosth. Dent. 32:52-61.

KRATOCHVIL F.J., THOMPSON W.D., CAPUTO A.A. (1981).

Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures.

J. Prosth. Dent. 46:21-8.

KROL A.J. (1973).

Clasp design for extension-base removal partial dentures.

J. Prosth. Dent. 29:408-15.

KROL A.J. (1973).

RPI (Rest, Proximal plate, I-barr) clasp
retainer and its modifications.
Dent. Clin. N. Amer. 17:631-49.

KUSKE A., ROBERTSON G.

Photoelastic Stress Analysis.

1ª ed. New York. John Wiley & Sons. 1974

LEJOYEUX, J.

Prothèse Complète.

3ª ed. Paris. Maloine S.A., Tomo III. 1978.

LLOSADA J., GUTIERREZ F.J., AULI J.M.

Cálculo, construcción y ensayo de máquinas.

Texto de prácticas. Escuela Técnica Superior
de Ingenieros Industriales de Tarrasa.
Barcelona. 1980.

LOPEZ J.L.

Técnicas de laboratorio en Prótesis Fija.

1ª ed. Madrid. Sin Editorial. 1987.

LOPEZ M. (1982).

Indicaciones y diseños de conectores mayores
en prótesis parcial removible.
Rev. Esp. Estomatol. 30:171-80.

LOPUCK S., SMITH J., CAPUTO A.A. (1978).

Photoelastic comparison of posterior denture occlusions.

J. Prosth. Dent. 40:18-22.

MacGREGOR A.R., MILLER T.P., FARAH J.W. (1978).

Stress analysis of partial dentures.

J. Dent. 6:125-32.

MacGREGOR A.R., MILLER T.P., FARAH J.W. (1980).

Stress analysis of mandibular partial dentures with bounded and free-end saddles.

J. Dent. 8:27-34.

MAHLER D.B., PEYTON F.A. (1955).

Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures.

J. Dent. Res. 34:831-8.

MAHLER D.B., TERKLA L.G. (1958)

Analysis of stress in dental structures.

D. Clin. North. America Nov.:789-98.

MALABIA J.C., GASCON F., CORET C. (1988).

Aplicación de ataches intracoronarios en
prostodoncia fija y removible: Indicaciones
y criterios biológicos y mecánicos para su
utilización.

Acta Estomatol. Valenciana. 3:111-4.

MALLAT E.

La prótesis parcial removible en la práctica
diaria.

1ª ed. Barcelona. Editorial Labor, S.A.
1986.

MARTINET Ch., NALLY J.-N. (1978).

Etude expérimentale sur la valeur des appuis
occlusaux directs pour les châssis de classe
I de Kennedy-Applegate.

Cah. Prothèse 22:73-85.

**MARTINEZ-ALMAGRO A., RODAS A., SANZ P.J., BARJAU I.,
VILA F., PEREZ R. (1991).**

Shape recognition and image analysis in a
model of human toothwork arcade subjected to
possible deforming factors.

Libro de resúmenes. IV International
Symposium on Biomedical Engineering.
Peñíscola. Spain. Septiembre 17-20 1991.

MATSON E., GUILHEM M.C.M. (1986).

Contribution à l'étude de la distribution des tensions internes d'une prémolaire maxillaire, sous l'action d'une force masticatoire, par la méthode des éléments finis.

Rev. Odonto-Stomatol. 15:213-7.

MCCRACKEN W.

Partial denture construction.

1^a ed. Sant Louis. The C.V. Mosby Company.
1964.

MCDOWELL G.C., FISHER R.L. (1982).

Force transmission by indirect retainers when a unilateral dislodging force is applied.

J. Prosth. Dent. 47:360-5.

MENSOR M.C. (1968).

The rationale of resilient hinge-action stressbreakers.

J. Prosth. Dent. 20:204-15.

NALLY J.N., FARAH J.W., CRAIG R.G. (1971).

Experimental stress analysis of dental restorations. Part IX: Two-dimensional photoelastic stress analysis of porcelain bonded to gold crowns.

J. Prosth. Dent. 25:307-16.

NEFF P., BINDERMAN I., ARCAN M. (1985).

The diagram of contact intensities: A basic characteristic of occlusion.

J. Prosth. Dent. 53:697-702.

NOONAN M.A. (1949)

The use of Photoelasticity in a study of cavity preparations.

J. Dent. Child. 16:24-8.

ORTIZ L.

Elasticidad. Curso de elasticidad y resistencia de materiales.

2ª ed. Madrid. Universidad Politécnica de Madrid. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. 1985.

OSBORNE J.

Resinas acrílicas en Odontología.

1ª ed. Barcelona. Editorial Pubul. 1948.

PAO Y.C., REINHARDT R.A., KREJCI R.F. (1987).

Root stresses with tapered-end post design
in periodontally compromised teeth.

J. Prosth. Dent. 57:281-6.

PEZZOLI M., HIGHTON R., CAPUTO A., MATYAS J. (1988).

Retention magnets in guiding plates of
distal-extension removable partial dentures.

J. Prosthet. Dent. 60:577-82.

PEZZOLI M., ROSSETTO M., CALDERALE P.M. (1986)

Evaluation of load transmission by distal-
extension removable partial dentures by
using reflection photoelasticity.

J. Prosth. Dent. 56:329-37.

PHILLIPS

Skinner's. Science of dental materials.

9ª ed. Philadelphia. W.B. Saunders Company.
1991.

PRAT R.

La óptica.

2ª ed. Barcelona. Ediciones Orbis, S.A.
1988.

PREISKEL H.W.

Precision attachments in prosthodontics:
Applications of intracoronal and
extracoronal attachments.

1ª ed. Chicago. Quintessence Publishing Co.
1984.

PREISWERK G.

Atlas y tratado de Prótesis Dental y Bucal.

2ª ed. Madrid. Librería Académica. 1923.

REITZ P.V., SANDERS J.L., CAPUTO A.A. (1984).

A photoelastic study of a split palatal
major conector.

J. Prosth. Dent. 51:19-23.

RENEVIER P. (1984).

Quel type d'attacheement utiliser en 1982?.

Rev. Odonto-Somatol. 13:110.

RHOADS J.E., RUDD K.D., MORROW R.M.

Procedimientos en el laboratorio dental:
Prótesis Fija.

1ª ed. Barcelona. Tomo II. Salvat Editores.
1988.

RIEGER M.R., FAREED K., ADAMS W.K., TANQUIST R.A.
(1989).

Bone stress distribution for three
endosseous implants.

J. Prosth. Dent. 61:223-8.

RING E.R.

Historia de la Odontología.

1ª ed. Barcelona. Ediciones Doyma. 1989.

**RODRIGUEZ M.A., CASADO J.R., ALVAREZ A., VILLA M.A.,
LOMBARDIA T., BALLINA A. (1989)**

Cargas protésicas a considerar en el diseño
biomecánico de la prótesis parcial
removible.

Avances Odontoestom. 6:386-93.

ROSENSTIEL S.F., LAND M.F., FUJIMOTO J.

Prótesis Fija: procedimientos clínicos y de
laboratorio.

1ª ed. Barcelona. Salvat Editores. 1991.

SAIZAR P.

Prótesis a placa.

1ª ed. Buenos Aires. Progreental editor. Tomo
III. 1958.

**SANSOM B.P., FLINTON R.J., PARKS V.J., PELLEU J.B.,
KINGMAN A. (1987).**

Rest seat designs for inclined posterior
abutments: A photoelastic comparison.
J. Prosth. Dent. 58:57-62.

SHILLINBURG H.T.(Jr.), HOBO S., WHITSETT L.D.

Fundamentos de Prostodoncia Fija.
1ª ed. Berlín. "Die Quintessenz". 1978.

SHWALB R.A., RECHTER A. (1950).

Application of the photoelastic method of
stress analysis to orthodontic tooth
movement in bone.
Am. J. Orthod. 36:192-7.

SINGER F., SCHÖN F.

Prótesis Parcial.
1ª ed. Berlín-Chicago. "Die Quintessenz".
1973.

STANDLEE J.P., CAPUTO A.A. (1988).

Load transfer by fixed partial dentures with
three abutments.
Quintess. Int. 19:403-10.

STANDLEE J.P., CAPUTO A.A., RALPH J.P. (1979).

Stress transfer to the mandible during anterior guidance and group function eccentric movements.

J. Prosth. Dent. 41:35-9.

SUTHERLAND J.K., HOLLAND G.A., SLUDER T.B., WHITE J.T. (1980).

A photoelastic analysis of the stress distribution in bone supporting fixed partial dentures of rigid and nonrigid design.

J. Prosth. Dent. 44:616-23.

TADDEI C. (1988).

La selle prothétique unilatérale en extension: mythe ou réalité?.

Cah. de prothèse. 62:41-9.

TANNER A.N. (1972).

Factors affecting the design of photoelastic models for two-dimensional analysis.

J. Prosth. Dent. 27:48-62.

TECH NOTE 702 (1982).

Introduction to stress analysis by the
photostress method.

Measurements Group Inc.

THAYER H.H., CAPUTO A.A. (1980).

Photoelastic stress analysis of overdenture
attachments.

J. Prosth. Dent. 43:611-7.

THOMPSON W.D., KRATOCHVIL F.J., CAPUTO A.A. (1977).

Evaluation of photoelastic stress patterns
produced by various designs of bilateral
distal-extension removable partial dentures.

J. Prosth. Dent. 38:261-73.

THRESHER A.N., SAITO G.E. (1973).

The stress analysis of human teeth.

J. Biomech. 6:443-9.

TIMOSHENKO-GOODIER.

Teoría de la Elasticidad.

1ª ed. Bilbao. Ed. Urmo. 1968.

TYLMAN S.D., MALONE F.P.

Teoría y práctica de la prostodoncia fija.

7ª ed. Buenos Aires. Ed. Inter-médica. 1981.

WARREN A.B., CAPUTO A.A. (1975).

Load transfer to alveolar bone as influenced by abutment designs for tooth-supported dentures.

J. Prosth. Dent. 33:137-48.

WHITE J.T. (1978).

Visualization of stress and strain related to removal partial denture abutments.

J. Prosth. Dent. 40:143-51.

WUPPER H. (1989).

¿Rígido o móvil?. Tipos de unión para tramos edéntulos.

Soproden 5:41-5.

YANG H.S., THOMPSON V.P. (1991).

A two-dimensional stress analysis comparing fixed prosthodontic approaches to the tilted molar abutment.

Int. J. Prosthodont. 4:416-24.

ZARB G.A., BERGMAN B., CLYTON J.A., MacKAY H.F.

Tratamiento prostodontico para el parcialmente desdentado.

1ª ed. Buenos Aires. Ed. Mundi. 1985.

ZINNER I.D. (1979).

Semiprecision rest system for distal-
extension removable partial dentures.

J. Prosth. Dent. 42:4-11.