

~~T. 491~~  
BID T 4069

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

**Tesis doctoral**

**BIODINAMICA DE LOS ATACHES**  
**UTILIZADOS EN SOBREDENTADURAS :**  
**ANALISIS EXPERIMENTAL CON**  
**FOTOELASTICIDAD.**

**Memoria presentada por**  
**CARLOS LABAIG RUEDA**  
**para acceder al grado de Doctor en Medicina y Cirugía.**

**Valencia 1992**

UMI Number: U607462

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 U607462

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



R. 50.166

FACULTAD MEDICINA Y ODONTOLOGIA

DEPARTAMENTO CIRUJIA

Autor CARLOS LABAIG RUEDA

Título completo de la tesis

BIODINAMICA DE LOS ATACHES UTILIZADOS  
EN SOBREDENTADURAS. ANALISIS EXPERIMENTAL  
CON FOTODELASTICIDAD

Calificación APTO CUM LAUDE

Fecha de lectura 30-10-92

Tribunal (Nombre y apellidos de los componentes)

Dr. D. ANDRES MARTINEZ ALMAGRO

Dr. D. JOSE LUIS GANDIA FRANCO

Dr. D. JORGE SAMSO MANZANEDO

Dr. D. EMILIO JIMENEZ CASTELLANOS

Dra. Dña. AMPARO MARTINEZ GONZALEZ

Director de la tesis

Dr. D. FRANCISCO J. GASCON MAYORDOMO

Dirección particular y teléf. del autor.

C/ ALBACETE 18 A-14

46007 VALENCIA

Telno: 3809203

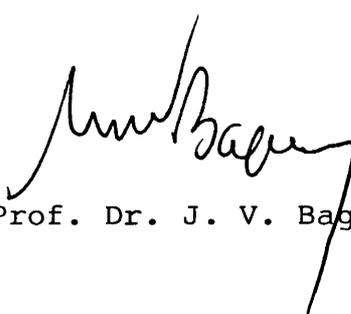
Dr. D. JOSE VICENTE BAGAN SEBASTIAN, Catedrático de Medicina Bucal de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia.

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

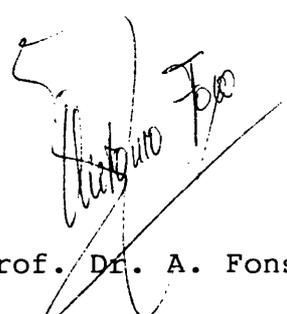
**CERTIFICAMOS:**

Que D. CARLOS LABAIG RUEDA, Licenciado en Medicina y Cirugía, ha efectuado bajo nuestra dirección, la presente Tesis Doctoral, titulada "BIOMECANICA DE LOS ATACHES UTILIZADOS EN SOBREDENTADURAS: ANALISIS EXPERIMENTAL CON FOTOELASTICIDAD", para optar 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.

***A mi familia ...***

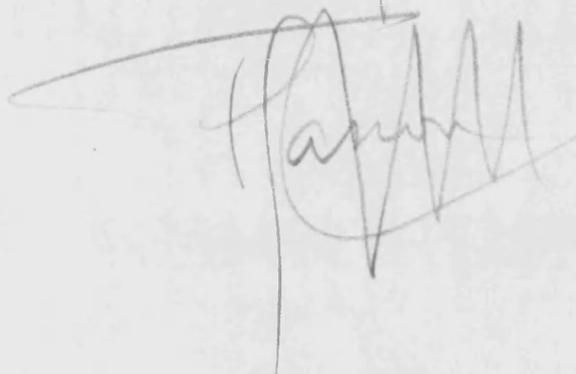
***especialmente a Marisa y a Beatriz,***

***por el tiempo que no les he podido dedicar.***

partes protésicas auxiliares.

bien para sobre dentaduras  
por me un pelo más de lo otros de  
estos años haciendo un curso en la  
Escuela Suiza y Alemana) -

Concedo



10 - XI - 51

**A mi maestro...**

**el Prof. D. Francisco J. Gascón Mayordomo, a quien debo esta  
Tesis Doctoral y quien fue el estímulo diario en mis vertientes de  
docente y profesional.**

## **AGRADECIMIENTOS:**

*Al Prof. D. Jose Vicente Bagán Sebastian, por haber codirigido esta Tesis Doctoral, dándome todas las facilidades para su consecución.*

*Al Prof. D. Antonio Fons Font, codirector, por haber sabido recoger el peso del testigo dejado por el Prof. Gascón, llevando a término las metas por entonces marcadas, entre las que se encuentra mi Tesis Doctoral.*

*Al Prof. D. Andrés Martínez-Almagro, perteneciente al Departamento de Ciencias Morfológicas, por su valiosa colaboración humana y de medios, en el estudio informático de las imágenes de Fotoelasticidad.*

*A los Profesores y Compañeros de la Clínica Odontológica de la Facultad de Medicina y Odontología, y en especial a los de la Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión, por la ayuda e interés que me han prestado.*

*Al Prof. D. Jose María Aulí, de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de Tarrasa, por haberme iniciado en el campo de la Fotoelasticidad.*

*A D. Luis Casado, técnico de laboratorio, por la meticulosidad e interés con que ha realizado los trabajos de prótesis.*

*A D. Klaus Dauphin, por el esmero en la elaboración de las piezas de matricería necesarias para la construcción del banco de trabajo.*

# ***INDICE***

<b>INTRODUCCION</b>	<b>1</b>
<b>Efectos beneficiosos de las sobredentaduras para el paciente</b>	<b>4</b>
<b>Concepto de sobredentadura</b>	<b>5</b>
<b>Ventajas de las sobredentaduras</b>	<b>7</b>
<b>Inconvenientes de las sobredentaduras</b>	<b>18</b>
<b>Antecedentes históricos</b>	<b>24</b>
<b>Selección de dientes pilares</b>	<b>27</b>
<b>Biomecánica</b>	<b>34</b>
<b>Principios de acción de las sobredentaduras</b>	<b>41</b>
<b>Clasificación de los medios de retención</b>	<b>44</b>
<b>Fotoelasticidad</b>	<b>55</b>
<b>Hipótesis de trabajo</b>	<b>62</b>

<b>MATERIAL Y METODOS</b>	.	.	.	.	.	<b>64</b>
<b>Modelo experimental</b>	.	.	.	.	.	<b>64</b>
<b>Banco fotoelástico</b>	.	.	.	.	.	<b>75</b>
<b>Analizador de imágenes</b>	.	.	.	.	.	<b>83</b>
<b>RESULTADOS</b>	.	.	.	.	.	<b>91</b>
<b>Análisis simple</b>	.	.	.	.	.	<b>91</b>
<b>Análisis comparativo</b>	.	.	.	.	.	<b>101</b>
<b>DISCUSION</b>	.	.	.	.	.	<b>106</b>
<b>Discusión del método</b>	.	.	.	.	.	<b>106</b>
<b>Discusión de los resultados</b>	.	.	.	.	.	<b>112</b>
<b>Discusión por sistemas de retención</b>	.	.	.	.	.	<b>123</b>
<b>CONCLUSIONES</b>	.	.	.	.	.	<b>141</b>
<b>BIBLIOGRAFIA</b>	.	.	.	.	.	<b>147</b>

# ***INTRODUCCION***

Resulta un hecho conocido que, en la actualidad, existe una clara tendencia al incremento demográfico de las personas mayores de 65 años. En ello influyen claramente los avances producidos en las Ciencias de la Salud que han permitido aumentar la expectativa de vida de la población. (OVERTON Y BRAMBLET, 1972). Dicho incremento alcanza un índice aproximado del 12% en nuestro país.

Este dato, unido al incremento de caries en nuestra población (CUENCA, 1986), nos hace pensar que es muy probable que aumenten las necesidades de tratamiento prostodóncico en todos sus aspectos a menos que se instauren unas medidas preventivas eficaces, las cuales, en cualquier caso, demostrarían sus efectos a largo plazo.

Sin embargo, invita a una profunda reflexión el hecho de que, en países tradicionalmente considerados poseedores de un alto nivel de atención odontológica, existan unas proporciones de pacientes desdentados altísimas; solamente por citar unos ejemplos destacan el 11.3 % de la población urbana de Baltimore (U.S.A.), el 15.8 % de la población no urbana de Ontario

(Canadá), el 18.6 % de la población no urbana de Sydney (Australia) y el 27.2 % de la población urbana de Canterbury (Inglaterra). (PERAIRE, 1990).

Dentro de esas necesidades de tratamiento prostodóncico, refiriéndonos nuevamente a la población de la denominada tercera edad, las prótesis totales maxilares o mandibulares abarcan un tanto por cien importante.

Actualmente, los tratamientos mediante sobredentaduras permiten una alternativa a las prótesis completas convencionales encaminadas a mejorar la comodidad en nuestros pacientes al proporcionarles unas estructuras más estables en la cavidad oral, lo cual supone un aumento de la confianza en el tratamiento por parte del paciente portador.

Como consecuencia de lo anteriormente descrito, el número de pacientes que necesitan un tratamiento prostodóncico ha aumentado, así como la edad media de los mismos; ello hace que sus condiciones tanto anatómicas como fisiológicas y psicológicas sean desfavorables para el tratamiento en cuestión.

Los cambios involutivos del cerebro, que comienzan hacia los 65 años, pueden limitar la capacidad de formar nuevas secuencias reflejas de movimientos. La

dificultad de aprender algo nuevo unido a la habilidad y la capacidad de aprendizaje disminuidas dificultan o imposibilitan la adaptación de dichos pacientes a las prótesis totales, aun en el caso de que los procesos alveolares presenten condiciones anatómicas óptimas para la retención y estabilidad de dichas prótesis.

La duración del período de adaptación está en relación directa con la edad. En más de una cuarta parte de los pacientes mayores de 70 años, este período sobrepasa los 6 meses de duración. (LENZ, MERTINS 1978).

## ***EFECTOS BENEFICIOSOS DE LAS SOBREDENTADURAS PARA EL PACIENTE***

El impacto emocional que supone la pérdida de los dientes y su repercusión en la estética del área facial no es bien aceptado por la mayoría de las personas de la tercera edad. (RENNER, 1977). Hay una minoría de pacientes, para los cuales, el hecho de ser portadores de una prótesis completa constituye una faceta aceptable propia de la vida y de la edad, a diferencia de aquellos para los cuales el paso de una prótesis fija al así llamado "puente removible" (BOUCHER, 1984) ha sido emocionalmente traumático. Este último grupo de pacientes constituye la población idónea para un tratamiento con sobredentaduras, que permiten conservar todos aquellos dientes o raíces en buen estado de salud periodontal y que puedan ayudar a estas personas en ese cambio de situación clínica.

La disponibilidad de las sobredentaduras como modalidad terapéutica es un signo de los muchos cambios positivos en el cuidado prostodóncico. Dichas restauraciones reflejan mayor conciencia del paciente sobre cuestiones de salud bucal y el deseo de permanecer dentado durante el mayor tiempo posible.

## **CONCEPTO DE SOBREDENTADURA**

La sobredentadura es una prótesis total o parcial removible cuya base recubre uno a más dientes naturales, a menudo sin coronas, o un implante.

Se han descrito a lo largo de la historia, de forma variada, lo que ahora llamamos sobredentaduras: Prótesis híbrida (BRILL, 1955), dispositivos telescópicos (MORROW, 1969), aparatos sobrepuestos (LOISELLE, 1972) y sobredentaduras (LORD, 1969). Este último es el término más aceptado y preferido actualmente.

Como prótesis total que es, debemos contemplar todos los principios básicos de ésta en su construcción puesto que no podemos trasladar toda la biomecánica a las piezas dentarias residuales, ya que correremos el riesgo de abocarlas al fracaso; debemos buscar un apoyo adecuado diseñando las bases con máximo recubrimiento, una retención basada en un sellado periférico correcto y una estabilidad dada por una oclusión bilateral balanceada. (HENDERSON, 1974).

La prótesis total apoyada en raíces dentales se denomina sobredentadura total, en tanto que el aparato parcial removible que obtiene soporte incompleto de las raíces dentales se conoce como sobredentadura parcial removible. (RENNER, 1977).

## **VENTAJAS DE LAS SOBREDENTADURAS**

### **1.- EFECTOS SOBRE EL PROCESO ALVEOLAR**

#### **EDENTULO.**

Como describe TALLGREN (1978) en un estudio sobre reabsorción ósea en pacientes portadores de prótesis completa, al cabo de 7 años, la reducción de altura que se produjo en el proceso alveolar en la zona anterior de una mandíbula fue de 6.6 mm., mientras que para el maxilar superior fue de 1.8 mm.. Es decir, 4 veces mayor en la mandíbula que en el maxilar superior. En cambio, alrededor de los dientes naturales fue de sólo 0.8 mm.. También demostró que los patrones de reabsorción son más acusados en los 3-6 primeros meses tras la instauración de la prótesis completa.

Los pacientes portadores de sobredentaduras pierden ocho veces menos hueso que aquellos portadores de prótesis completas convencionales. El uso de sobredentaduras en contraste con prótesis completas conlleva la reducción de la reabsorción del hueso alveolar. (CRUM, 1978).

Los pacientes con cavidades orales parcial o

totalmente desdentadas temen, con frecuencia, la pérdida de hueso alveolar que acompaña a su estado oral, creyendo que ello se detendrá cuando el dentista coloque su prótesis parcial o completa sobre su proceso alveolar reabsorbido. (THAYER, CAPUTO, 1977).

Este temor tiene su fundamento ya que los estudios a largo plazo demuestran que la colocación inmediata de la prótesis tras las exodoncias, reduce el proceso fisiológico de reabsorción del proceso alveolar. (WICAL, 1979).

La función principal del hueso alveolar es albergar las raíces de los dientes. Cuando se extraen éstas, el proceso de reabsorción ósea se acelera enormemente; este proceso debe ser puesto en conocimiento del paciente previamente a que él tome la decisión de la extracción total de sus dientes residuales. (RALPH, 1975).

## 2.- DISCRIMINACION TACTIL.

El periodonto es el aparato de fijación del diente al hueso alveolar, y está constituido por el cemento radicular, el ligamento periodontal, el hueso alveolar y una porción de la encía.

Para comprender la biomecánica del periodonto, debemos analizar las estructuras anatómicas que lo componen y cómo cada una de ellas modifica las fuerzas de la masticación para que sean transmitidas desde la superficie oclusal hasta el hueso de soporte.

Este ligamento compuesto de tejido conectivo denso que rodea la raíz del diente uniéndola al hueso alveolar, tiene un espesor que oscila entre 0.15 y 0.38 mm. . Las fuerzas oclusales afectan a su anchura, ya que cuando éstas se mueven dentro los límites fisiológicos inducen al incremento de su espesor; el exceso que supera este límite provoca lesiones y cuando la función está disminuida o ausente su espesor decrece. (BAZIRGAN, 1986).

Los contactos oclusales que se producen durante los ciclos masticatorios producen cargas axiales y horizontales que desplazan al diente en todas direcciones. Las fuerzas funcionales generadas durante la masticación pueden medirse mediante transductores incorporados en prótesis fijas y removibles.(GRAF, 1974).

La fuerza masticatoria **máxima** medida en la región de los molares es de 500 Newtons (1N = 0.225 lbs), y de 100 a 200 N en la región de los incisivos. (HELKIMO, 1975). Ahora bien, las fuerzas oclusales que se

producen durante la masticación son menores que la máxima y oscilan entre los 70 y 150 N; y en muchos casos no exceden de los 10 N. (RAMFJORD, 1979).

Por lo que se refiere a los pacientes portadores de prótesis completas convencionales estos valores se reducen en 1/3 o 1/4 de la ejercida por aquéllos con dentición natural. Ahora bien, cuando esta prótesis la convertimos en una sobredentadura soportada por implantes, la fuerza se incrementa notablemente. (CARLSSON, 1974).

Otro factor importante que debemos analizar en los portadores de prótesis completas es la discriminación táctil. Estos tienen alrededor de un sexto menos de discriminación táctil que aquellas personas cuya dentición natural está conservada. (FENTON 1980, MANLY 1952). La capacidad de propiocepción de los dientes situados debajo de una sobredentadura podría actuar como una señal de protección contra la sobrecarga fisiológica del sistema y por ello ayudaría a evitar la reabsorción ósea. (CRUM, 1978). Los pacientes con sobredentaduras pueden discriminar mejor las cargas mayores de 2.000 g. que aquellos que usan prótesis totales. (PACER, 1975).

Las personas con prótesis completas tienen pobre capacidad propioceptiva. El *feedback* que realiza el

ligamento periodontal contribuye a la conservación de hueso alveolar y ayuda al control por parte del paciente de los movimientos mandibulares. (KAY, 1976).

La conservación de algún receptor periodontal permitirá una mejora sustancial en los mecanismos neurofisiológicos del paciente portador de una sobredentadura. No obstante, ello, no es fácil de demostrar. (LOISELLE, 1972).

Los pacientes portadores de sobredentaduras tienen mejor sensibilidad táctil para la masticación de partículas finas (estereognosia), gracias al contacto de la sobredentadura sobre el diente pilar y la consiguiente transmisión de estímulos propioceptivos. (CRUM, 1972).

Los restos radiculares recubiertos por la base protética no sólo transmiten una mayor información y más detallada a los centros nerviosos motores, sino que incrementan la potencia masticatoria. (SPOSETTI, 1986).

Durante el proceso masticatorio, el paciente, estimula los ligamentos periodontales radiculares, esto le permite una mayor aceptación y confianza al comer, beber y hablar. (NAGASAVA, 1979).

### 3.- CONSERVACION DE LOS DIENTES PILARES

#### REMANENTES.

Entre los principios básicos aceptados por la mayoría de los prostodoncistas está el de la conservación de los dientes naturales, o sus raíces, el mayor tiempo posible. (LANGER, 1991). Incluso si contemplamos los recientes avances en implantología, la preservación de dientes residuales en ambos maxilares es una pauta terapéutica todavía válida.

En las exploraciones clínicas de la cavidad oral nos encontramos, rutinariamente, con dientes que presentan una amplia destrucción de la porción coronal, debido a caries extensas, y con un estado periodontal no muy saludable.

Estos dientes residuales que tendrían una difícil y costosa restauración prostodóncica, pueden ser pilares idóneos para el soporte y retención de una sobredentadura.

Simultáneamente, la sobredentadura realiza un efecto de soporte y ferulización de los dientes remanentes, y a su vez permite el desarrollo de una oclusión distribuida sobre un área más extensa. (KRATOCHVIL, 1974).

La conservación de estas raíces conlleva la reducción de su proporción corono-radicular, lo que implicará una distribución de fuerzas más uniforme sobre dichos dientes pilares y sobre los tejidos blandos circundantes. Estos principios físicos están basados en las Leyes de ANTE y en especial en su Ley de proporción corono-radicular. (ANTE, 1926).

Una ventaja adicional de las sobredentaduras se deriva del hecho de que en caso de pérdida de algunos de los dientes residuales es posible extraerlo y con mínimas modificaciones convertirla en una prótesis completa.

#### 4.- ESTABILIDAD DE LA PROTESIS.

Entendemos como estabilidad de una prótesis su capacidad de resistir ante las fuerzas laterales que tienden a desplazarla fuera de su posición de reposo.

Puesto que las sobredentaduras son prótesis bilaterales, las fuerzas de desplazamiento lateral pueden distribuirse entre los dientes y la mucosa de ambos lados. Así, mientras una fuerza tiende a dislocar una hemiarcada de la prótesis, será el retenedor del lado contrario el que resistirá ante dicha fuerza. Los

dientes pilares remanentes sirven para la estabilización de la prótesis mediante su unión a ésta por medio de sistemas de retención ó cofias retentivas.

La utilización de implantes o raíces ubicados en posición estratégica, puede mejorar de manera notable la estabilidad de una sobredentadura. Es posible reducir de modo considerable o eliminar el movimiento anteroposterior y mediolateral funcional de la base protésica. (RENNER, 1977).

La mejor manera de evitar que aparezcan fuerzas laterales que comprometan la estabilidad de la prótesis, es conseguir una oclusión bilateral balanceada con ausencia de contactos prematuros que provocan el desalojamiento de la sobredentadura. (WHITE, 1978).

No debemos olvidar que existe otro grupo de fuerzas que actúan en sentido rotacional y a las cuales es difícil ofrecer resistencia. Son precisamente éstas, las que desinsertan, con mayor frecuencia, las prótesis de nuestros pacientes. (AVIV, 1989).

## 5.- RETENCION DE LA PROTESIS.

La retención incrementa la comodidad y función del paciente, y aun siendo menos importante que la estabilidad y conservación del hueso alveolar, juega un papel significativo en la aceptación de la prótesis por parte del paciente.

La retención de la base protética la obtenemos primordialmente con la realización de un adecuado sellado periférico en la fase clínica de toma de impresiones definitivas. En el tratamiento con sobredentaduras son las raíces residuales situadas debajo de la base las que aportan soporte y retención suplementarias. (LANGER, 1991).

Aun teniendo la sobredentadura características que la hacen especial técnicamente, deberemos respetar siempre uno de los principios de construcción en prótesis completa: Máxima extensión de las bases para obtener un apoyo correcto, y un sellado periférico adecuado que favorezca la retención de la prótesis. (CRAIG, 1974).

## 6.- ESTETICA.

Gracias a los elementos de retención que anclan la sobredentadura, podemos variar el diseño de nuestras prótesis eliminando aletas extensas cuando nos encontremos con procesos alveolares con contrasalidas, o cuando éstas comprometan la estética facial del paciente. (BREISACH, 1967).

También tendremos la posibilidad de recubrir menos área de paladar cuando hay deformidades, torus o fisuras palatinas.

Debido a que las raíces residuales que soportan una sobredentadura conservan la propiocepción y el hueso contiguo, se preserva la dimensión vertical de oclusión y el aspecto facial. (FENTON, 1980).

## 7.- OCLUSION MAS ESTABLE.

Cuando una prótesis removible está estabilizada y retenida por una subestructura de dientes pilares, se pueden conseguir unos registros oclusales más estables y un esquema oclusal funcional para el paciente.

## 8.- MENOS AJUSTES PROTESICOS.

Se observa que los pacientes portadores de sobredentaduras tienen menos problemas tras la colocación de sus prótesis, ya que acuden con menos frecuencia a que el profesional realice ajustes de sus bases protésicas para solucionar las ulceraciones producidas por éstas, en comparación con aquéllos que utilizan prótesis completas. (CRUM, 1978).

Por otro lado, cuando fracasen los dientes pilares y tengamos que indicar su exodoncia, la prótesis será fácilmente modificable en una prótesis completa sin necesidad de realizar complejos trabajos de ajuste por parte del profesional y el técnico de laboratorio.

---

# **INCONVENIENTES DE LAS SOBREDENTADURAS**

## **1.- COSTE ECONOMICO.**

El coste económico de una sobredentadura supera al de una prótesis completa debido a los tratamientos multidisciplinarios endodónticos, periodontales y protésicos requeridos para la conservación de los dientes residuales.

Ello implica, por nuestra parte, que en nuestro plan de tratamiento incluyamos raíces dentarias que tengan suficiente buen pronóstico a largo plazo, para justificar el gasto económico realizado por el paciente.

## **2.- MOTIVACION DEL PACIENTE.**

Con frecuencia, el paciente portador de una sobredentadura, olvida la higienización de los dientes pilares quizás debido a la poca similitud con un diente natural. Hemos de conseguir que el paciente sea consciente del efecto beneficioso y la comodidad que le reporta el ser portador de los sistemas de retención,

en comparación con aquellos portadores de prótesis completas convencionales.

El control de placa y la higiene de la prótesis son factores esenciales para el éxito del tratamiento. Es obvio que aquellos pacientes desinteresados en estos aspectos no son candidatos a apreciar el trabajo y costes adicionales que conllevan la elaboración de una sobredentadura.

Los pacientes corren el riesgo de desarrollar caries sobre los dientes pilares de las sobredentaduras y perderlos, a menos que sean motivados a usar todas aquellas medidas profilácticas adecuadas. (TOOLSON, 1989).

Debemos también considerar el efecto adverso que sufre el paciente al remover su sobredentadura y mostrar el aspecto antiestético de los sistemas de retención. No obstante el paciente debe remover la sobredentadura por las noches para evitar el efecto adverso de las cargas oclusales sobre las raíces residuales, ya que una prótesis de estas características si se lleva día y noche, tiene un pobre pronóstico. Si el paciente no está dispuesto a ello, deberemos aconsejarle tratamientos protésicos alternativos.

### 3.- DIMENSION VERTICAL.

Uno de los factores más importantes a valorar en la fase de diagnóstico y plan de tratamiento de un paciente candidato a ser portador de una sobredentadura, es su dimensión vertical. (BOLOURI, 1980).

Hemos de tener presente, que los sistemas de retención alojados en la pieza remanente poseen una porción macho y otra hembra, que insertadas entre sí ocupan un espacio que en la mayoría de los casos sobrepasa los 5 mm.. A ello debemos agregar el espacio protésico ocupado por la base y los dientes artificiales de la prótesis. (NAIRN, 1974).

Aquellos pacientes con dimensión vertical reducida no serán candidatos a ser portadores de sobredentaduras puesto que la inserción de ataches sobre los dientes pilares crea un compromiso de espacio.

Antes de proceder a la sección de la corona clínica de los dientes que hemos considerado que van a ser soporte de nuestra sobredentadura, hemos de analizar la excelente información que ellas nos dan acerca de la dimensión vertical en oclusión, de la morfología dental, así como sobre la posición de la base protética y de los dientes artificiales.

Si éste factor no es valorado convenientemente en las primeras fases del tratamiento, podemos encontrarnos con problemas en el momento de la colocación final de la sobredentadura, con las graves consecuencias que puede suponer para el paciente el no respetar su espacio libre interoclusal. (KOTWAL, 1977).

#### 4.- PROBLEMAS DE MANTENIMIENTO.

Debido a la complejidad mecánica y estructural de los sistemas de retención y como consecuencia del desgaste friccional de las superficies en contacto, deben cambiarse con periodicidad ciertos elementos de los anclajes. Ello conlleva trabajo y costes adicionales en las revisiones clínicas secuenciales y deben advertirse al paciente.

Hemos de considerar también, el hecho de que se produzcan pérdidas o fracturas de dichos anclajes, así como la pérdida de cofias cuando utilizamos sistemas telescópicos.

Muchos de los problemas antes mencionados pueden soslayarse, si en las revisiones periódicas analizamos los procesos de reabsorción ósea de las crestas alveolares y procedemos al rebasado de las bases protéticas, evitándose así movimientos de intrusión de éstas que desencadenen fuerzas de torque sobre los

dientes pilares. (ROBBINS, 1980).

Como resultado de la reabsorción del proceso alveolar, los dientes pilares pueden actuar como puntos de fulcro que causarán fatiga del material que compone la base protésica, con la aparición de fracturas a nivel de la localización de las hembras de los sistemas de retención. La reparación con resina autopolimerizable suele tener poco éxito a largo plazo, por lo que cada día indicamos más la confección de un armazón metálico colado que queda embebido en el interior de la base de resina acrílica. A largo plazo, los costes de laboratorio que suponen la reparación de las bases de acrílico, viene a igualar el coste adicional que supone la construcción de un armazón metálico desde el principio de la construcción de la sobredentadura.

Si bien es aceptado que es preciso evitar o reducir al mínimo la pérdida de dientes, hemos de ser conscientes de que los esfuerzos restaurativos "heroicos" pueden fracasar si los dientes están debilitados desde el punto de vista periodontal, o minados por la caries. Estos factores hay que tenerlos en cuenta siempre, antes de decidirse por un tratamiento con sobredentaduras.

Analizando todas las ventajas citadas, parecería lógico que los odonto-estomatólogos utilizarán con mayor asiduidad las sobredentaduras. Actualmente disponemos de numerosos tipos de ataches para aumentar la retención y estabilidad de las sobredentaduras convencionales.

## ***ANTECEDENTES HISTORICOS***

Revisando la bibliografía existente, podemos encontrar referencias respecto a la idea de dejar restos aislados de raíces en los maxilares para retardar o impedir la reabsorción de la cresta alveolar, que datan de hace 100 años.

Ya en 1856, Ledger prescribió una prótesis que se parecía a una sobredentadura. En realidad su restauración consistía en unas placas que recubrían los caninos, pero el principio era similar. Alentaba a los dentistas a dejar "muñones" radiculares por debajo de restauraciones artificiales. (LEDGER, 1856).

En 1888, Evans describió un método para utilizar raíces que retuviesen restauraciones protésicas.

En 1989, Essig describió una cofia tipo telescópica. También hay evidencia de utilización de sobredentaduras en el Reino Unido alrededor de 1870. Peeso, en esta fecha, ya utilizaba coronas telescópicas removibles como elemento auxiliar de retención dentro del seno de las prótesis totales.

Fué en 1989 cuando Carr describe la primera barra como elemento de retención para una prótesis, y en

1912, Goslee publicó un artículo sobre dicho tema. Pero fué Gilmore quien desarrolló la construcción de barras, y publicó sus ideas en 1913 (GILMORE, 1913). Obviamente Gilmore buscaba retención y estabilidad, mientras Peeso estaba interesado primordialmente en el soporte de la dentadura. El resultado obtenido con este tipo de retenciones, no obtuvo el éxito esperado debido al fracaso de las coronas pilares que era necesario emplear en esta época. A ello se unían los problemas higiénicos de este tipo de restauración y los consiguientes problemas de infección focal.

En 1916, Prothero estableció una de las primeras referencias al soporte protético radicular: "...a menudo es posible usar dos o más raíces o dientes muy separados para apoyar un aparato".(PROTHERO, 1916).

Debido a que las raíces utilizadas estaban normalmente desvitalizadas, este tipo de construcción perdió adeptos cuando la teoría de la infección focal preconizada por Hunter (1906) alcanzó su auge. No obstante, en el Continente Europeo, la teoría focal no se extendió tanto y las sobredentaduras y construcciones similares continuaron haciéndose.

Morrow y colaboradores utilizaron cofias cortas de oro cementadas en raíces con tratamiento de endodoncia para soportar una sobredentadura total con

un armazón pequeño de cromo-cobalto incorporado en el dispositivo sobre las cofias citadas.(MORROW, 1969).

No fué hasta 1977 que se emplearon clínicamente los imanes de tierras raras para la retención protética. Al principio, se cementaban en las raíces dentarias, y en la prótesis se ajustaban otros de polaridad opuesta.(GILLINGS, 1977).

En complicidad con los avances y mejoras en las técnicas de endodoncia, periodoncia y prostodoncia, la elaboración de dentaduras sobre raíces remanentes vuelve a incorporarse con fuerza en el armamentario prostodóncico, al poder predecir un mejor pronóstico a la instauración a medio y largo plazo.

Vivimos una etapa de fascinación técnico-constructiva de partes protésicas auxiliares.

## ***SELECCION DE DIENTES PILARES***

La evaluación precisa de los dientes remanentes que se podrían utilizar para la construcción de sobredentaduras, comienza con los modelos diagnósticos. Estos han de articularse con precisión en la dimensión vertical aceptable para el enfermo, y de esta manera valorar tanto la distancia entre ambas arcadas como la reducción que debemos realizar a los dientes soporte.

### ***1.- CONSIDERACIONES PERIODONTALES***

La reducción de los dientes hasta el nivel gingival disminuye drásticamente el brazo de palanca de las fuerzas laterales que actúan sobre el eje longitudinal del diente.

Cuando las raíces dentarias remanentes sólo tienen un tercio o menos de soporte óseo periodontal no soportaran cargas adicionales significativas.

Cuando los niveles de hueso alcanzan la mitad de la cantidad original, las raíces pueden utilizarse para dar retención adicional. (SULIK, 1981).

Por el contrario, cuando el soporte óseo es mayor, los dientes pilares pueden, además, soportar cargas laterales para dar estabilidad a la prótesis.

Se recomienda que existan, al menos, 5 mm. de hueso alveolar de soporte alrededor de una raíz residual para ser considerada como pilar de soporte de una sobredentadura. (ZAMIKOFF, 1973).

No debemos desestimar la utilidad de los llamados dientes cuestionables o sin esperanza, ya que pueden serlo para procedimientos restaurativos rutinarios pero pueden tener un pronóstico excelente cuando se utilizan para sobredentaduras.

## *2.- LOCALIZACION DE LOS DIENTES*

La localización anatómica de los caninos constituye una posición estratégica para su uso como dientes pilares en sobredentaduras. (MCARTHUR, 1986).

En la arcada inferior debemos seleccionar dientes que al ser unidos por una línea imaginaria, ésta quede

perpendicular al plano sagital. Los pacientes con una línea de fulcro diagonal tienen problemas para mantener la estabilidad de las bases cuando se produce una cierta cantidad de reabsorción ósea. (HENSON, 1983).

LANGER y MICHMAN (1991) observan en su estudio sobre supervivencia de dientes, que eran los caninos mandibulares los que tenían un índice de supervivencia cuatro veces mayor que cualquier otro diente. Nuestra experiencia clínica con prótesis parcial removible corroboran este patrón de supervivencia dentaria. Son por ello, los caninos mandibulares, los dientes de soporte más utilizadas para el anclaje de sobredentaduras.

### *3.- CONSIDERACIONES ENDODONTICAS*

Los dientes unirradiculares tienen obviamente preferencias por su relleno radicular más sencillo. También los multirradiculares puede utilizarse, por supuesto, y pueden evaluarse las técnicas de hemisección. (ICHIDA, 1986).

#### 4.- NUMERO DE DIENTES PILARES

Si atendemos al concepto de sobredentadura, es suficiente la existencia de una raíz residual para considerar a ésta como tal; aunque es difícil obtener resultados satisfactorios en esta situación ya que la biomecánica de la prótesis y el reparto de cargas oclusales se encuentra muy comprometido. (GUYER, 1975)

Cuando el número de dientes residuales sea de dos, en hemiarquadas opuestas y en la zona de caninos, nos encontraremos en una situación ideal y que proporcionará unos resultados excelentes. En esta situación, el eje de fulcro se encuentra perpendicular al eje sagital y la biodinámica es muy favorable para un reparto equilibrado de fuerzas.

Incluso, cuatro dientes pilares ampliamente separados entre sí supone una situación más favorable todavía, ya que al existir dos planos de apoyo aumenta considerablemente la retención y la estabilidad de la prótesis. (BROWNING, 1986).

La conservación de más dientes pilares, conlleva un aumento en la complejidad de la construcción de la prótesis sin unas ventajas claras adicionales. Por ello, cuando hay numerosos dientes pilares hemos de considerar si una sobredentadura es el tratamiento de

elección o habría que buscar tratamientos  
prostodóncicos alternativos.

## *5.- CANTIDAD DE ESPACIO ENTRE DIENTES*

### *PILARES*

Cuando nos encontramos con la situación clínica de dos dientes residuales adyacentes a utilizar como retenedores, se puede complicar el control de placa y la construcción de la prótesis. Conectar las raíces tiene varias ventajas: Las fuerzas oblicuas tienen como resultado una dirección más axial y la resistencia ante tensiones con componente lateral o de torsión es mayor. (THAYER, CAPUTO, 1980).

Es necesario crear espacio suficiente para la higiene de la encía subyacente a la conexión y de las papilas adyacentes a los dientes pilares, ya que de lo contrario los problemas periodontales comprometerán el éxito a largo plazo.

## 6.- *DIENTES PRESENTES EN LA ARCADA*

### *OPUESTA.*

La conservación de los dientes anteriores mandibulares puede tener un efecto traumático sobre el proceso alveolar maxilar. Si ello no se previene en fases tempranas nos encontraremos con una situación clínica denominada "Síndrome Combinado". (KELLY, 1972).

Este síndrome incluye cambios esqueléticos en ambas arcadas: extrusión de los dientes mandibulares anteriores con reabsorción del proceso alveolar posterior situado debajo de la extensión distal libre de base protésica, y sobrecrecimiento de las tuberosidades maxilares con hiperplasia papilar palatina y reabsorción ósea de la región anterior del proceso alveolar maxilar.

La mejor prevención del síndrome se consigue buscando una oclusión céntrica estable, donde los contactos posteriores liberen al grupo anterior de fuerzas oclusales. (SCHMITT, 1985).

La conservación de raíces residuales en el maxilar superior para la construcción de una sobredentadura, cuando el antagonista es una dentición natural es crítica para la protección a largo plazo del proceso

alveolar residual.

También es desfavorable la situación en la que en el maxilar tenemos una prótesis parcial removible, anclada sobre un grupo anterior de dientes naturales y como antagonista mandibular una sobredentadura. (LANGER, 1992).

## **BIOMECANICA**

En el ámbito oral se producen continuas fuerzas multidireccionales y oblicuas de variada intensidad y frecuencia, que actúan entre la base de la prótesis y los dientes pilares. Una combinación de soporte radicular periodontal y resiliencia mucoperióstica caracterizan el funcionamiento de una sobredentadura. (PREISKEL, 1984).

Entendemos por resiliencia la propiedad de los tejidos mucosos para ceder en mayor o menor grado ante la presión recibida de la base de la prótesis en función, y recuperarse cuando se retira dicha presión. (STEIGER, 1957).

Esta propiedad es debida a la elasticidad de los tejidos que recubren el hueso alveolar. Cuanto mayor es el espesor del tejido blando, mayor resiliencia encontramos. Esta capacidad elástica está directamente relacionada con la mayor o menor vascularización de la mucosa en el área de soporte. (ELCHARKAWI, 1988).

La resiliencia del tejido mucoso que recubre el proceso alveolar oscila entre 0.4 y 2mm., contra la resiliencia de 0.1 mm. de un diente sano en su alvéolo.

Por ello, la resiliencia de los tejidos blandos es de 4 a 20 veces mayor que el desplazamiento axial del diente pilar. (KRATOCHVIL, 1989).

Naturalmente, una estructura de soporte fuerte (raíces largas, ligamentos periodontales sanos,...) será objeto de menor daño por parte de conexiones rígidas. Estas conexiones ocasionarán sobre el diente pilar movimientos de torque. (KRATOCHVIL, 1982).

El principio de rompefuerzas está unido íntimamente con el de direccionamiento de fuerzas. Es imposible analizar la gran variedad de influencias físico-biológicas que suceden entre la prótesis y los tejidos durante los procesos masticatorios. Entre los objetivos que nos planteamos en el presente estudio, se encuentra el mejor conocimiento de dichas influencias.

La idea de la unión rompefuerzas es distribuir las tensiones entre los dientes naturales y los tejidos blandos. En posición de reposo, las bases descansan sin presión sobre los tejidos blandos, y los elementos de retención sirven de estabilizadores. Durante la fase de masticación, las superficies mucosas reciben las tensiones y las uniones tienen un efecto dinámico para la base. No obstante el efecto rompefuerzas no es completo y parte de las tensiones son transmitidas a los dientes pilares.

De acuerdo con lo expuesto, una sobredentadura puede comportarse biomecánicamente de tres formas diferentes:

**A.-RIGIDA:** Bajo ésta situación, las fuerzas masticatorias se dirigen principalmente hacia los dientes pilares. Ello sucede cuando hay numerosos pilares en dos o tres planos, o cuando la sobredentadura tenga como antagonista una prótesis completa o una prótesis resiliente. (MONTEITH, 1984).

La sobredentadura descansa directamente sobre los pilares en su posición pasiva, y durante la masticación, las fuerzas se transferirán a la mucosa sólo en el grado en el que los dientes sean comprimidos en su alvéolo.

La rigidez inicial de estos retenedores, se pierde con el tiempo debido al desgaste y fatiga de los elementos constitutivos de los retenedores, volviéndose inefectiva. (STEWART, 1983).

**B. -RESILENTE:** Con las fuerzas verticales dirigidas principalmente hacia los tejidos blandos. Cuando sólo permanecen unos pocos dientes y se localizan en varios planos la sobredentadura debe ser resilente.

El diseño resilente es idéntico al rígido con una excepción, que cuando construimos la prótesis dejamos un espaciador de 0.5 a 1.0 mm. entre ambas partes del retenedor para crear un espacio entre la sobredentadura y el diente pilar o las partes macho y hembra del anclaje. De esta manera, cuando las fuerzas masticatorias actúen, los pilares no sufrirán acción alguna hasta que la mucosa haya sido comprimida y las partes del anclaje entren en contacto, convirtiéndose entonces en un anclaje rígido. (JACOBSON, 1982).

Debido a los procesos de reabsorción alveolar en un corto plazo de tiempo la sobredentadura resilente se convertirá en una de tipo rígido. Esto implica que la construcción de sobredentaduras con carácter resilente debe someterse a consideración pronóstica, que constituirá parte de nuestro estudio.

C.-ROMPEFUERZAS: Cuando la prótesis rota ligeramente sobre los dientes pilares. Los sistemas de retención que permiten un cierto grado de movimiento entre sus componentes, se denominan rompefuerzas; aunque sería más acertado el concepto de "distribuidor de fuerzas". (MENSOR, 1972).

Estos sistemas transmiten fuerzas desde el diente al proceso alveolar edéntulo, actuando como válvula de seguridad. Ahora bien, si las fuerzas totales aplicadas son demasiado grandes, el efecto rompefuerzas no es efectivo. (McCARTNEY, 1980).

Debemos perseguir este efecto cuando quedan muy pocos dientes pilares y éstos están localizados en el mismo plano.

El efecto rompefuerzas se crea colocando espaciadores en las caras vestibular y lingual de los anclajes ó con sistemas rotacionales. Durante la masticación los retenedores actúan como eje de fulcro alrededor del cual gira la prótesis, asumiendo la mucosa posterior la proporción más significativa de la carga.

El análisis de los mecanismos de acción de estos sistemas es complejo y en muchas ocasiones el constructor del anclaje no consigue el objetivo final

que persigue su diseño.

Estos anclajes, denominados también bisagras, inicialmente sólo permiten movimientos de bisagra puros, pero debido al desgaste que sufren las superficies de sus componentes, pronto permiten también movimientos de lateralidad y rotacionales reduciendo el efecto de rigidez que persigue siempre el conector mayor. Cierta movilidad en sentido vertical de la base anularía dicho efecto rotacional, pero, como ya hemos comentado antes, este efecto de resiliencia vertical es poco perdurable y por tanto inefectivo, dando lugar a más inconvenientes que ventajas.

La resistencia por parte de la mucosa ante las fuerzas que le transmite la base protésica, sería más efectiva si hubiera una buena correspondencia entre ambas. Ello lo podemos conseguir aplicando fuerzas ligeras sobre la mucosa en el momento de la toma de impresión.

La mucosa se comporta como un material viscoelástico (PICTON, 1978), que puede ser comprimido por cualquier material de impresión viscoso. Para ello, hemos de construir una cubeta individual con un espaciador de 2 mm. de espesor (SIEWEKE, 1977)., que permita una uniformidad de material de impresión entre ésta y toda la superficie mucosa. Se evitará así que la

cubeta pueda comprimir directamente alguna zona de la mucosa.

Hay que buscar también un buen sellado periférico de la cubeta individual, que impida el rebosamiento excesivo del material de impresión. (MALLAT, 1986).

Todo ello nos ayudará a la obtención de una correcta impresión mucostática y miofuncional que permita construir unas bases protésicas que repartan correctamente las fuerzas al proceso alveolar, sin crear procesos de reabsorción ósea indeseables.

Analizando los conocimientos que tenemos en la actualidad y debido a la falta de un criterio tangible, parece ser, *a priori*, que los retenedores resilentes y los rompiefuerzas, tendrían una expectativa de vida y un margen de seguridad en la fabricación de sobredentaduras mucho mejor que los conectores rígidos, cuando el número de dientes pilares a utilizar no sea elevado y estén colocados en un mismo plano.

# ***PRINCIPIOS DE ACCION DE LAS SOBREDENTADURAS***

El mecanismo mediante el cual se conserva el proceso alveolar, al mantener las raíces, ocurre por la capacidad de las mismas para transmitir la fuerza compresiva del soporte protético, como fuerza tensional hacia el hueso a través del ligamento periodontal.

Las cargas oclusales generadas durante la masticación se dirigen a través de los dientes artificiales y la base de resina acrílica hacia las raíces soportes y la mucosa que cubre al proceso residual de apoyo. Cuando las raíces soporte presentan contorno adecuado, dicha fuerza se dirige hacia abajo por sus ejes longitudinales a través de las fibras de Sharpey. Este efecto de estimulación se transmite por todas las fibras del ligamento periodontal, en especial el grupo de fibras crestales, ubicadas en dirección apical a la unión amelocementaria. Esta estimulación, cuando no es exagerada, fomenta la conservación del hueso crestral y las raíces. Cuando hay raíces próximas, también perdura el proceso residual entre las mismas.

Como las coronas clínicas están ausentes, las fuerzas se dirigen hacia abajo por los ejes longitudinales de los soportes sin torsión o inclinación. (RENNER, 1978).

El uso de sobredentaduras conlleva una relación más favorable entre la corona y la raíz. La fuerza aplicada en la raíz y el hueso vecino se relaciona de manera inversa con la altura del soporte. Conservar dicha altura entre 2 y 3 mm. disminuye las fuerzas nocivas sobre las estructuras contiguas de apoyo en la raíz soporte. (WINKLER, 1984).

Por otro lado, al disminuir la proporción corono radicular, el centro de rotación se traslada apicalmente confinándose en el alvéolo, quedando así reducido el brazo de palanca radicular. De esta manera, la raíz soportará mejor las fuerzas que reciba de la sobredentadura.

La fuerza compresiva exagerada que aplica la prótesis sobre los procesos alveolares causa compresión de la mucosa contra el hueso y fomenta la reducción del proceso residual.

Cierto movimiento lateral es deseable con relación a la resiliencia hística de la zona de soporte protético y la movilidad del diente soporte de tal

manera que no se aplique sobre el soporte residual una carga adversa de torsión. (MENSOR, 1980).

# ***CLASIFICACION DE LOS MEDIOS DE RETENCION***

Los elementos de retención se componen de dos partes separables: una macho y otra hembra. En la mayoría de estos anclajes la parte macho va unida al diente pilar mientras que la hembra se une a la prótesis por polimerización.

Los anclajes suelen ser de fabricación industrial, resultando más económicos que los elaborados por el técnico dental, como barras y coronas telescópicas, además se pueden activar con mayor facilidad y reemplazar con menos esfuerzo.

Debido a la gran variedad de aditamentos mecánicos existente, se hizo necesario proceder a su clasificación. En 1971 se presentó un compendio y una guía cromática para facilitar su selección dependiendo de las exigencias de cada caso clínico. Esta clasificación es conocida como E.M. Attachment Selector (Bell International, San Mateo, CA). (MENSOR, 1973).

El conjunto de aditamentos disponible se clasifica como sistemas rígidos o resilentes. Mientras que los primeros producen un anclaje firme semejante al método de ganchos rígidos para prótesis parciales removibles, los sistemas resilentes aportan capacidad potencial para dirigir las fuerzas.

Los elementos de anclaje los podemos clasificar de acuerdo a su biomecánica en: **rígidos, móviles o resilentes y elásticos.** (BECERRA, 1987).

Un elemento de retención se denomina **rígido** cuando rodea el pilar y no permite ningún movimiento entre el anclaje y la prótesis después de insertada esta última. Su diseño se basa en dos sistemas cilíndricos de paredes paralelas que encajan el uno dentro del otro. Siempre que sea posible preferiremos la conexión rígida dado que, funcional y parafuncionalmente, somete la cresta alveolar sin dientes a una carga menor. Como más representativos de este grupo tenemos el Sistema Gerber y las coronas telescópicas.

Son **móviles** cuando permiten movimientos rotatorios de la prótesis sobre el anclaje en una o varias direcciones. Su diseño es básicamente una esfera que rota en el interior de un casquete. El Sistema

Dalbo B y las barras representan a este grupo.

Se habla de anclajes **elásticos o resilentes** cuando los elementos de retención permiten movimientos verticales. Su uso debe evitarse siempre que sea posible ya que por un lado necesitan más espacio, y por otro, son mecánicamente mas complejos. La libertad de movimiento vertical de la prótesis acelera la reabsorción de la cresta, y como consecuencia desaparece dicho movimiento viéndose entonces comprometidos los pilares y la mucosa o asiento de la prótesis. Sólo deben utilizarse cuando existen dientes aislados de posición desfavorable o se da una gran capacidad de compresión de la mucosa. Existe un tipo de anclaje Gerber que incorpora un muelle que proporciona elasticidad vertical.

Un sistema de retención de difícil clasificación dentro de los grupos antes mencionados es el **magnético**, debido a sus características peculiares propias. Los imanes aportan una carga constante, o factor de retención, en tanto que los aditamentos mecánicos pierden de manera gradual, por desgaste, su retención. No obstante sí pierden retención por corrosión o inestabilidad térmica.

Pasamos a continuación a describir los sistemas de retención utilizados en nuestro estudio:

### *1.- SISTEMA GERBER.*

Consta de una porción macho formada por un poste que se suelda a la cofia y sobre el cual se enrosca un cilindro que posee una muesca.

La porción hembra consta de un cilindro hueco que alberga un muelle en "C" y una arandela de cierre.

Este sistema ofrece retención, estabilidad y soporte adecuados. Su retención es ligera y fácilmente ajustable gracias a su muelle en "C" ,de fácil sustitución. El poste es intercambiable excepto el tornillo soldado a la base que forma la espiga colada.

Su porción hembra puede ser procesada directamente en la sobredentadura o posicionada en la boca y con resina auto-polimerizable integrarla dentro de la prótesis.

Es un atache complejo y tiene problemas de mantenimiento. Ocupa una dimensión vertical grande no pudiéndose utilizar en pacientes con dimensión vertical reducida. Los pilares deben ser paralelos ya que al ser un atache con paredes paralelas, una divergencia entre ellas implicará la desaparición de un eje de inserción. Permite escasa acción de rotación, por lo cual se producirá torque sobre los dientes pilares cuando se produzca reabsorción del proceso alveolar a nivel de los extremos distales libres. (JUMBER, 1981).

## 2.- CORONAS TELESCOPICAS.

Una sobredentadura telescópica, como su nombre indica, es aquella que ajusta sobre el diente pilar a modo de manga. Estos dientes pilares pueden ser simplemente dientes tratados endodónticamente, obturados y pulidos, o bien, restaurados con cofias metálicas de diferente tamaño. (ISAACSON, 1969)

Estas cofias primarias alojadas sobre el diente, pueden ser diseñadas para dar soporte o para ofrecer soporte y retención. (LANGER, 1980).

Las cofias secundarias pueden ser, o bien la cara tisular de acrílico de la sobredentadura o bien,

coronas metálicas que ajustan sobre las cofias primarias. (SCHWEITZER, 1968).

La retención se obtiene por la resistencia friccional que se produce entre las paredes casi paralelas de las cofias primaria y secundaria. Esta retención es fija, no variable o ajustable, y obliga a modificar las cofias con el tiempo. (SCHWEITZER, 1971).

### *3.-SISTEMA DE BARRA.*

Los ataches a barra constan de una barra metálica propiamente dicha que feruliza dos o más dientes pilares, y un mecanismo de anclaje procesado en la cara tisular de la sobredentadura, que acopla sobre la barra para dar retención a la prótesis.

Pueden presentarse como secciones prefabricadas, como patrones de resina o como perfiles rectangulares, y su morfología a la sección puede ser ovoidal o redonda. Las barras se conectan a la base protética mediante unos elementos de retención, denominados *clips* o manguitos, que ajustan por encaje recíproco en la barra, obteniendo de esta forma la

retención. (McLEOD, 1977) .

Las barras conectan entre sí las raíces residuales con el consiguiente efecto ferulizador, proporcionando, a éstas, una mayor estabilidad en comparación con el apoyo independiente que produce el sistema de retención con aditamentos de botón. No obstante, hemos de considerar que biomecánicamente la misma sobredentadura funciona como barra cuando une dos o más botones, dando lugar a un apoyo semejante.

El sistema de barra más conocido es el Dolder, rígido y resilente (Cendres & Metaux) seguido por el Hader (Preat). Los caballitos añadidos que se pueden intercambiar se denominan Ackermann (Cendres & Metaux) y C.M.

Si la barra tiene paredes paralelas proporciona una fijación rígida, y será utilizada únicamente cuando la prótesis sea enteramente dentosoportada sin dinámicas rotacionales o de rompiefuerzas.

Cuando la barra tiene contornos redondeados o semiredondeados, el *clip* retenedor puede rotar ligeramente durante la masticación, comportándose como un rompiefuerzas.

Los sistemas de barra ferulizan los dientes pilares y dan soporte, retención y estabilidad a las

sobredentaduras. Cuando dos caninos son ferulizados por una barra, la sobredentadura queda soportada en un plano. Si en ese mismo plano existen más dientes pilares, se ferulizarán entre sí, pero seguirá existiendo un único plano de rotación.

Cuando existe un pilar adicional en un plano posterior, el soporte mejorará y existirá estabilidad en dos planos. De hecho, cuando nos encontramos dos potentes pilares en un sólo plano, podemos incrementar la estabilidad colocando dos pequeñas barras en extensión a distal de los dientes pilares. Ello da estabilidad en dos o tres planos, así como máxima retención y estabilidad.

Los requerimientos de espacio, tanto en sentido vertical como bucolingual, limitarán la utilización de sistemas de barra en muchos pacientes.

#### *4.- SISTEMA DALBO.*

El sistema Dalbo de retención está formado por una porción macho de forma esférica o cilíndrica, y una porción hembra con aspecto de dedal. El conjunto tiene una altura de 4 mm. lo que lo hace clasificarse entre los más pequeños de los existentes.

La porción hembra utilizada en nuestra experimentación es la que corresponde al sistema Dalbo B, y tiene forma esférica lo que permite una cierta movilidad o rotación con respecto a la porción hembra. La otra forma cilíndrica correspondiente al sistema Dalbo Z, da como resultado un sistema de mayor rigidez.

La esfera se suelda a la cofia de la espiga y la porción hembra se procesa en el interior de la base de la sobredentadura. Esta porción hembra en forma de dedal está constituida por lamelas que pueden activarse para conseguir una mayor retención.

Entre sus ventajas, destacamos su indicación cuando la dimensión vertical esta disminuida, gracias a sus reducidas dimensiones. Su retención es buena, así como su comportamiento biomecánico de distribución de fuerzas entre la raíz de soporte y el extremo distal libre. Su esfericidad hace posible su utilización cuando hay compromiso en el paralelismo de los dientes pilares. (QUINLIVAN, 1974).

Entre sus desventajas, resaltamos la dificultad de activación de las lamelas, a pesar de existir aditamentos especiales para tal efecto. También hay riesgo de provocar efecto de torque sobre los pilares si la sobredentadura no está bien ajustada, o si las fuerzas oclusales son elevadas. (CHOU, 1989).

## 5.- SISTEMA DE IMANES CEMAG.

Los aditamentos magnéticos que incorporan en su composición tierras raras atraen mucho la atención como sistemas que brindan retención a las prótesis dento y dentomucosoportadas. La utilización de sistemas de campo cerrado, elimina en gran parte el flujo magnético y también hace más eficaz el aditamento en comparación con los sistemas de campo abierto.

Los aditamentos magnéticos de campo cerrado basados en aleaciones de cobalto-samaricio, han sido evaluados clínicamente, durante 5 años, con resultados favorables. (PREISKEL, 1975).

Estos sistemas actúan como rompiefuerzas llevando dicho concepto a su máxima expresión, ya que liberan por completo a las raíces pilares que los soportan de cualquier fuerza lateral o rotacional. Además, tienen la capacidad de recolocarse automáticamente en su posición inicial tras producirse cualquier desplazamiento. Por otro lado, las fuerzas de tracción que soporta este sistema es igual a su inherente fuerza de atracción, ya que una vez superada ésta, se produce la separación de los componentes del sistema con los que las fuerzas quedan anuladas. (HIGHTON, 1988).

La simplicidad del sistema es evidente y no son necesarios aditamentos o accesorios adicionales para su colocación.

No presentan problemas de paralelismo o guías de inserción, comunes en los sistemas de precisión.

Su altura es reducida (3 mm.), aunque hay que tener presente su anchura bucolingual y mesiobucal que puede alcanzar hasta 5 mm.

La simplicidad de uso y del diseño, la conservación a largo plazo de la fuerza retentiva de desinserción, y la hipótesis de que estos aditamentos transmiten poca fuerza lateral a las raíces soportes, hacen que la utilización de este mecanismo de fijación sea una alternativa como dispositivo retenedor orientado a las sobredentaduras. (JACKSON, 1987).

## ***FOTOELASTICIDAD***

El método aplicado en nuestra experimentación para el análisis de la biodinámica de los ataches utilizados en sobredentaduras es el método fotoelástico, cuyos principios básicos pasamos a exponer brevemente antes de entrar en el capítulo de material y métodos.

Creemos necesario exponer los conceptos de birrefringencia y birrefringencia accidental, antes de pasar a definir el concepto de Fotoelasticidad, para de esta manera poder comprender posteriormente su contenido.

Ciertos cuerpos naturales, normalmente transparentes y claros, tienen la propiedad de descomponer en dos la luz plana que incide sobre ellos, atravesándolos. La luz, en el interior del cuerpo, no se transmite en el mismo plano sino que se divide en dos componentes perpendiculares entre sí, pero con una desviación con respecto al eje de la luz incidente que es particular y propia de la naturaleza de cada material. Esta propiedad se denomina birrefringencia.

Un cuerpo isótropo es aquél que presenta las mismas propiedades en todas las direcciones del espacio (PRAT, 1988). La mayor parte de estos cuerpos transparentes isótropos, que no son birrefringentes en condiciones de normalidad, se convierten en birrefringentes cuando son sometidos a deformaciones o tensiones; ésta es la llamada birrefringencia accidental. Es por ello, que en Fotoelasticidad se utilicen materiales con una birrefringencia accidental muy notable. (ARDLEY, 1985).

Los ejes de birrefringencia de estos cuerpos, denominados también fotoelásticos, coinciden con las direcciones principales de las deformaciones que sufren éstos al ser sometidos a tensiones. (DINKEL, 1987). Es por ello que la birrefringencia accidental nos permite, al analizar los cambios sufridos por la onda luminosa, conocer la deformación que se ha producido en el seno de un cuerpo isótropo al ser sometido a una tensión.

Estamos ahora en condiciones de definir la Fotoelasticidad como la ciencia que estudia los efectos que sobre la luz, provocan las deformaciones que se producen en el seno de un cuerpo isótropo, al ser sometido a tensión.

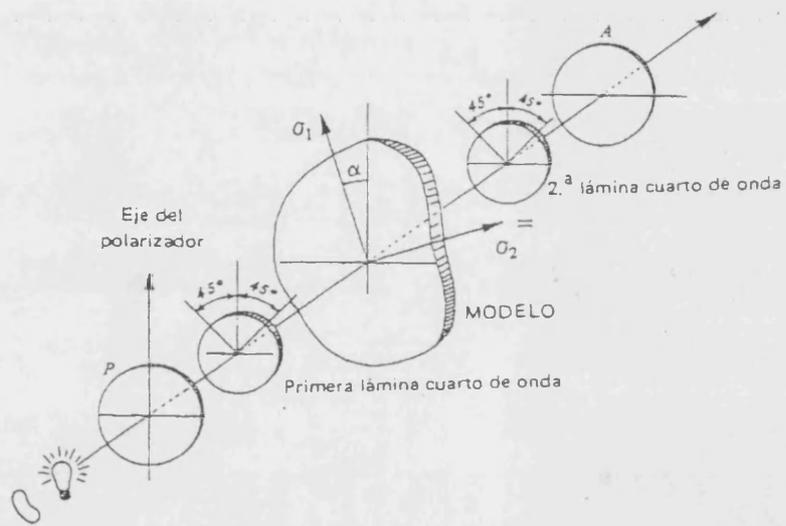
Podemos definir la tensión ( *stress* ) como "la fuerza interna por unidad de superficie que resiste un

cambio, ya sea de tamaño o de forma de un cuerpo". Definimos la deformación ( *strain* ) como "el cambio de tamaño o forma por unidad de longitud, sufrido por un cuerpo, causado por la aplicación de una fuerza". (WHITE, 1978).

La luz que incide sobre el cuerpo fotoelástico es, como hemos indicado antes, una luz plana. Esta se obtiene haciendo pasar la luz blanca visible a través de un filtro polarizador, que sólo deja pasar la luz que vibra en una dirección determinada. Es decir, sólo deja pasar un componente del campo, paralelo al eje de polarización. (ESQUEMA 1)

Por otro lado, cuando la luz polarizada atraviesa el cuerpo con birrefringencia accidental sometido a tensión, se dividirá en dos ondas polarizadas que viajan en los planos de la deformación 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). Esta observación puede registrarse en una película fotográfica en forma de un patrón de franjas coloreadas, que pueden analizarse para determinar la deformación que presenta el cuerpo en su interior.

Estas bandas coloreadas, denominadas isocromas, se presentan con un orden determinado que es: amarillo,



ESQUEMA 1

rojo, verde, amarillo, rojo, verde, y así sucesivamente. Cada vez que pasamos del color rojo al verde decimos que tenemos un "cambio de tinta" (BLOSS, 1985) y un nuevo "orden de franja" (TIMOSHENKO, 1968) que nominaremos como  $n = 0, 1, 2, 3, \dots$ . Un aumento en un orden de franja, viene ocasionado por un retardo ligeramente mayor o menor en el haz de luz, secundario a una deformación distinta del cuerpo analizado. Las bandas isocromas, coloreadas, no dependen más que de las tensiones aplicadas y de las deformaciones secundarias que de ellas se derivan. Para una misma franja, la diferencia de tensiones o deformaciones es constante. (AVRIL, 1974).

Existen otro tipo de franjas, llamadas isoclinas, de color negro, y que representan a aquel conjunto de puntos cuyas direcciones principales de tensión coinciden con el eje del polarizador, apareciendo en la fotografía bajo la forma de una línea negra. En ocasiones, se confunden isoclinas e isocromas al superponerse, pero 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 líneas isoclinas sirven de auxiliares para encontrar las direcciones principales de las tensiones en el modelo, de forma que si elegimos un punto en el modelo y lo marcamos, y entonces hacemos

girar los polarizadores llegará un momento en que este punto se vuelva 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.

Para el análisis de las líneas isocromas puede molestar la superposición de las isoclinas, por lo que podemos eliminarlas interponiendo sobre el trayecto de la luz incidente un cuerpo birrefringente (filtro de  $1/4$  de onda) orientado  $45^\circ$  en relación a la dirección de polarización, creando un retardo óptico de  $1/4$  de onda. La luz es ahora circular. Posteriormente ello se compensará con un segundo filtro de  $1/4$  de onda orientado perpendicularmente al primero, anulando las perturbaciones precedentes.

El conjunto constituido por los diferentes elementos descritos anteriormente, es decir, fuente de luz, filtro polarizador, primer filtro de  $1/4$  de onda, filtro polarizador, segundo filtro de  $1/4$  de onda, filtro analizador (segundo polarizador) y cámara de registros fotográficos, lo denominamos polariscopio circular. Cuando eliminamos del polariscopio circular los filtros de  $1/4$  de onda, éste pasa a denominarse polariscopio plano.

## **ANTECEDENTES HISTORICOS DE LA FOTOELASTICIDAD**

Fue en 1816, cuando Brewster descubrió que cuando se aplicaba una fuerza a una pieza de vidrio, y ésta era observada mediante luz polarizada transmitida a su través, aparecía un dibujo brillantemente coloreado, producto de las tensiones que la pieza padecía. (SHWALB, 1950).

La primera aplicación de la Fotoelasticidad a la Odontología, la realizó Zak en 1935, analizando los movimientos dentales inducidos por fuerzas ortodóncicas. (BAETEN, 1975) (CAPUTO, 1974) (CHACONAS, 1976, 1974) (de ALBA Y LEVI, 1976,1979) (RAINS, 1977) (SHWALB, 1950).

Es en la década de los años sesenta cuando el método fotoelástico se utiliza de manera más generalizada en todos los campos de la Odontología. (EL-EBRASI, 1969,1970) (MAHLER, 1958) (CRAIG, 1967).

En la actualidad, Glickman et al., emplean técnicas fotoelásticas para ilustrar los efectos de las fuerzas oclusales sobre el periodonto. (BRODSKY, 1975).

En estos últimos años, es Caputo y sus colaboradores en la Universidad de Los Angeles

(California), quién aplica este método tanto en el estudio de los movimientos ortodóncicos, como en el diseño de cavidades en Odontología Conservadora, así como en el estudio de la biodinámica en Prostodoncia fija y removible. (IRVIN, 1985) (TRABERT, 1973).

En la actualidad, nuevas técnicas como el análisis de elementos finitos y la extensometría, han venido a complementar las técnicas vigentes para el estudio de las tensiones aplicadas a un modelo experimental. (FERRE, 1986).

## ***HIPOTESIS DE TRABAJO***

El principio de rompedor de fuerzas está unido íntimamente con el de direccionamiento de fuerzas. Es imposible analizar la gran variedad de influencias físicobiológicas que suceden entre la prótesis y los tejidos durante los procesos masticatorios. Entre los objetivos que nos planteamos en el presente estudio, se encuentra el mejor conocimiento de dichas influencias.

Debido a los procesos de reabsorción alveolar en un corto plazo de tiempo, la sobredentadura resiliente se convertirá en una de tipo rígido. Esto implica que la construcción de sobredentaduras con carácter resiliente debe someterse a consideración pronóstica, que constituirá parte de nuestro estudio.

El análisis de los mecanismos de acción de los sistemas de retención o anclajes es complejo, y en muchas ocasiones el constructor de éstos no consigue el objetivo final que persigue su diseño.

El propósito de este estudio es comparar las fuerzas que afectan a las estructuras de soporte adyacentes a las raíces residuales y a los extremos distales libres en relación al sistema de retención

empleado.

Resaltamos que el aspecto más importante del ensayo lo constituye el modo en que se distribuye la fuerza oclusal entre el diente pilar residual y el proceso alveolar posterior, en relación con el diseño del sistema de retención empleado.

***MATERIAL***  
***Y***  
***METODOS***

En la descripción de los materiales utilizados, vamos a dedicar un primer apartado al modelo experimental empleado para el análisis de tensiones, un segundo apartado al banco de carga usado para la aplicación de las fuerzas sobre el modelo y por último un tercer apartado dedicado a los materiales fotográficos utilizados para la toma de fotografías y los necesarios para su posterior análisis.

## ***MODELO EXPERIMENTAL***

El modelo experimental trataba de reproducir, con la máxima fidelidad que permite el método fotoelástico analizado posteriormente, un maxilar inferior humano parcialmente desdentado; es decir, persistiendo como dientes remanentes los dos caninos inferiores 3.3 y 4.3, quedando edéntulas las dos sillas libres localizadas distalmente a los dientes y la zona anterior intercanina.

Las zonas edéntulas reproducían la anatomía que observamos comúnmente en procesos alveolares desdentados, de forma convexa y manteniendo la anatomía de los trígonos retromolares. (FIGURA 1).

A continuación, pasamos a describir las diferentes fases que debemos seguir para la construcción de los distintos elementos, que van a formar parte del modelo experimental final.

### *1.- ENCERADO.*

En primer lugar, realizamos el encerado de la rama horizontal de una mandíbula humana con las características antes descritas, y con un espesor máximo de 10 milímetros lo que evitará distorsiones en las imágenes obtenidas. A nivel de las zonas caninas y de manera simétrica respecto a la línea media, labraremos unos lechos que representan los alvéolos dentarios donde vamos a albergar las raíces dentarias.

Los dientes utilizados eran dientes anatómicos tipo i21D-400C (Nissin D.P. Inc.). Se eligieron los dos caninos inferiores, los cuales fueron pincelados a nivel de sus raíces con nueve capas de espaciador (Space-Die, gris -La Belle St. Claire-), hasta conseguir un espacio virtual de 0.1 mm. que simulaba el espacio ocupado por el

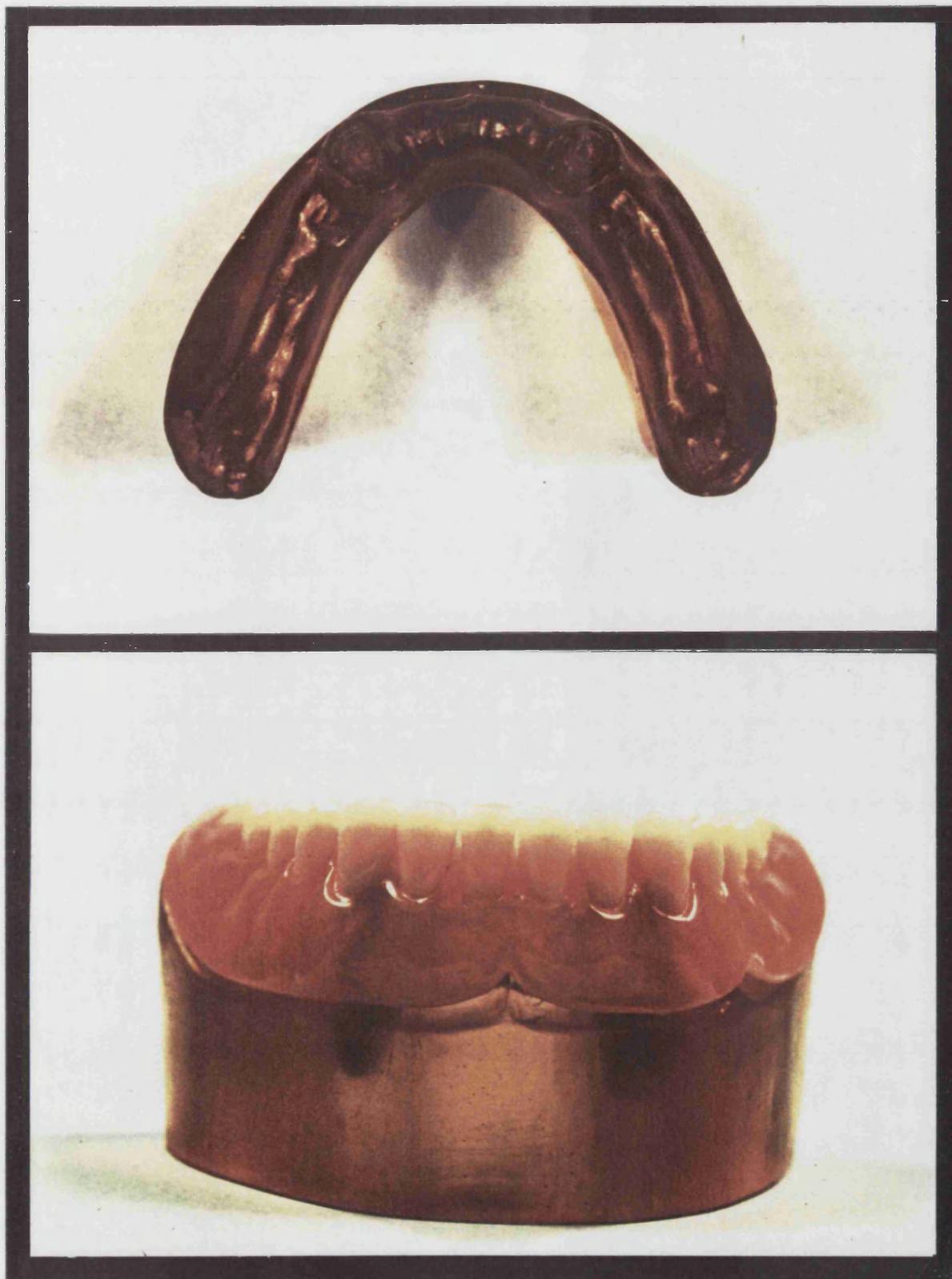


FIGURA 1.

SUPERIOR: Vista superior del modelo experimental.

INFERIOR: Vista frontal del modelo experimental.

ligamento periodontal. De este modo preparados los dientes, los introducimos en el encerado mandibular para adaptarlos a los lechos citados y posteriormente, una vez enfriada la cera, procedemos a su desinserción. Nos queda entonces el modelo encerado y sin dientes para proceder a la toma de impresión tanto de éste como de los dientes, por separado.

## 2.- TOMA DE IMPRESIONES.

### A.- DEL MODELO.

Utilizamos material de impresión tipo silicona de dos consistencias: *putty* y *light* (Provil, Bayer S.A.). Como cubeta realizamos una cubeta individual con resina acrílica autopolimerizable Special Tray (De Trey, A.G.).

En primer lugar, mezclamos la masilla y la colocamos en el interior de la cubeta individual previamente pincelada con adhesivo. Inmediatamente y con un plástico separador tomamos la impresión previa al modelo y la retiramos una vez fraguada. A continuación, inyectamos la silicona *light* mediante jeringa en los alvéolos y una vez cargada la cubeta con masilla con la misma silicona procedemos a su inserción sobre el modelo de cera. Una vez fraguado, retiramos la impresión y la conservamos para su posterior vaciado.

## B.- DE LOS DIENTES.

Tomamos los dos caninos inferiores y procedemos a la limpieza del espaciador antes aplicado, y les colocamos un jito de cera de 0.8 mm. de diámetro y 2 cm. de longitud, que terminaba en un bebedero troncocónico. A continuación, realizamos la toma de impresión de éstos mediante una silicona de réplica tipo Alpasil (Alpina Dental). Una vez fraguado se retiró del interior de la impresión el diente y el jito con su bebedero, conservándose para su posterior vaciado.

## 3.- VACIADO DE LAS IMPRESIONES.

### A.- DEL MODELO

La impresión de silicona del modelo se vacía con una resina epoxi líquida (PL-2. Measurements Group)<sup>1</sup>. La resina epoxi PL-2 es un plástico líquido que endurece al mezclarse con el catalizador PLH-2. Esta resina se caracteriza por tener un módulo de elasticidad de 300.000

---

<sup>1</sup>Measurement Group Company, Raleigh, North Caroline, U.S.A.

p.s.i.<sup>2</sup>, muy similar al del hueso mandibular.  
(KRATOCHVIL, 1974).

Siguiendo las instrucciones del fabricante (Instruction Bulletin IB-234-1) (DINKEL, 1987), procedemos al calentamiento en horno de calor seco tanto del modelo como de la base y el catalizador una vez pesados y a partes iguales, hasta alcanzar una temperatura constante de 55°C. Entonces agregamos el catalizador a la base y mezclamos ambos componentes lentamente para no introducir burbujas de aire en la mezcla. Cuando observamos que la mezcla es homogénea la vertimos lentamente en el interior de la impresión a la vez que vibramos ésta. Una vez terminado, dejaremos el modelo en reposo y a temperatura ambiente durante un período de 24 horas para su completo curado.

Debemos, por último, pulir con gomas las superficies eliminando la existencia de poros e irregularidades.

---

<sup>2</sup>300.000 p.s.i. (libras por pulgada cuadrada) = 0.21 G.Pa. (gigapascales).

## B.- DE LOS DIENTES.

El vaciado de los dientes lo realizamos con resina epoxi tipo PL-1 (Measurement Group), que posee un módulo de elasticidad alto, de 420.000 p.s.i. (2.9 G.Pa). Este módulo de elasticidad es muy próximo al que posee la dentina del diente humano, por lo que se deformarán de manera muy similar. (PEZZOLI, 1988).

Esta resina, líquida a temperatura ambiente, endurece gracias a la acción del catalizador PLH-1 que se mezcla en una proporción del 20% respecto a la base. Ambos componentes los calentamos, así como las impresiones de los dientes, en un horno de calor seco hasta alcanzar una temperatura constante de 45°C. A continuación, vertimos el catalizador sobre la base y procedemos a su mezcla mediante movimientos circulares lentos, para evitar la incorporación de burbujas de aire a la mezcla. Cuando ésta es homogénea y la reacción exotérmica que se produce alcanza en la mezcla una temperatura de 52°C, procedemos a verterla en el interior de modelo, sometiendo a éste a vibración constante para eliminar las posibles burbujas de la mezcla. El tiempo de curado es de 24 horas a temperatura ambiente.

Por último, procederemos a un meticuloso pulido de las superficies del diente eliminando burbujas e irregularidades.

## 4.- COLOCACION DE LOS SISTEMAS DE RETENCIÓN.

### A.- COFIAS-ESPIGAS COLADAS.

Los diferentes sistemas de retención utilizados en nuestra experimentación, son anclados en el interior de las raíces dentarias mediante su unión por soldadura a una cofia-espiga colada que se cementa a su vez en el interior del canal radicular labrado. Para ello, seccionamos la corona del diente para posteriormente, utilizando el *drill* número 5 del sistema Para-Post (Whaledent), y con abundante refrigeración labrar un lecho cilíndrico a lo largo del eje axial de la raíz. No debemos nunca sobrecalentar el diente pues modificaremos nuestras observaciones fotoelásticas. A continuación, colocaremos en el canal labrado un jito ranurado de plástico calcinable y enceraremos una cofia en la superficie coronal radicular. (ASSIF, 1989).

Realizamos el colado de la cofia-espiga con oro tipo III Aldenor 600 (Aleaciones Denor S.A.). (HUNTER, 1989). Repetiremos la operación hasta un total de ocho colados que insertaremos en las correspondientes raíces dentarias tras soldarles los respectivos sistemas de retención,

como luego veremos, cementándolas con un cemento tipo composite fluido como el Dual (Ivoclar) que inyectaremos mediante un léntulo en el interior del canal radicular labrado; inmediatamente insertaremos la cofia-espiga con el sistema de retención soldado y fotopolimerizaremos para iniciar la reacción de fraguado del cemento composite.

Estas cofias las utilizaremos para el anclaje del sistema Gerber, sistema Dalbo B, sistema barra Dolder y sistema imán Cemag. (FIGURAS 2, 3, 4 y 5)

Para el sistema de coronas telescópicas, realizaremos el tallado de los dientes pilares y sobre ellos, enceramos la cofia interna que posteriormente sometemos a colado con oro tipo III Aldenor 600 (Aleaciones Denor S.A.). Sobre ella enceraremos y colaremos la cofia externa o secundaria que integraremos posteriormente en la sobredentadura, de acuerdo a los métodos ya conocidos. (COONEY, 1986) (FIGURA 6).

#### B.- SOLDADURAS.

De los sistemas de retención elegidos, es necesario soldar a las cofias de oro los siguientes: Sistema Gerber, sistema Dalbo B, sistema barra Dolder y sistema imán Cemag. (FIGURA 7).

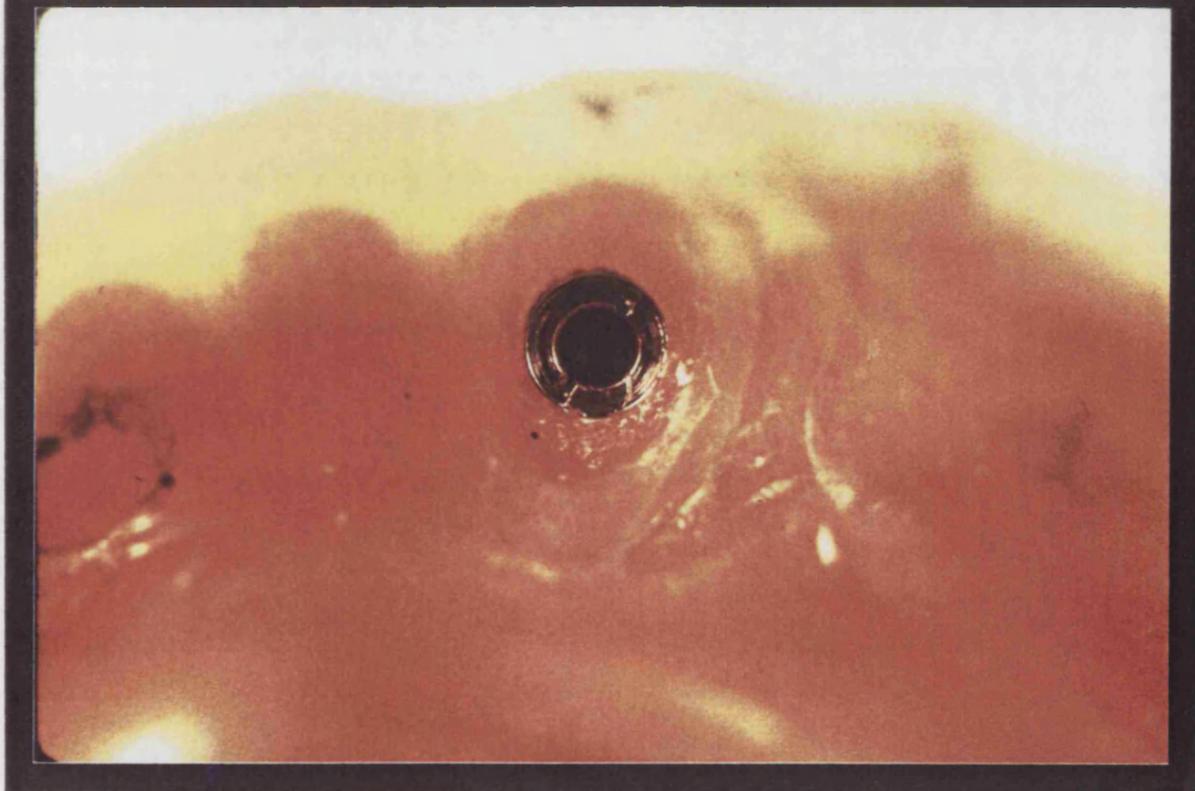
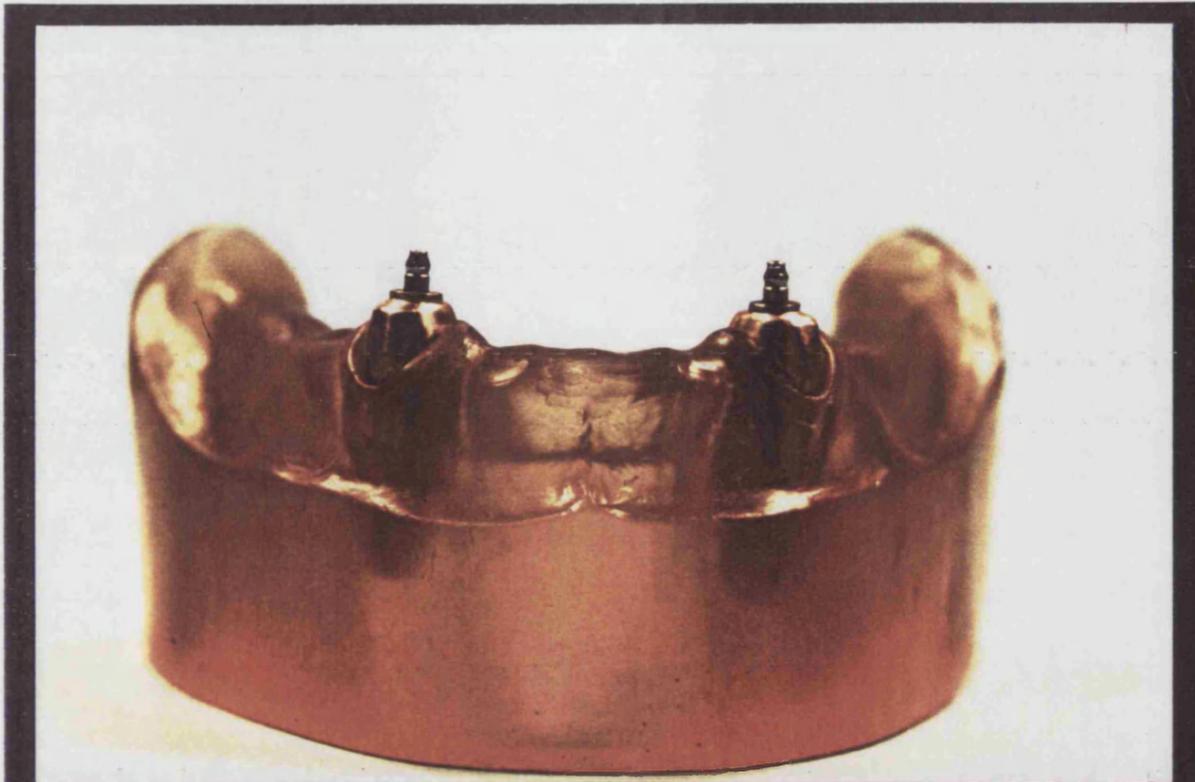


FIGURA 2. SISTEMA GERBER.

SUPERIOR: Porción macho.

INFERIOR: Porción hembra.

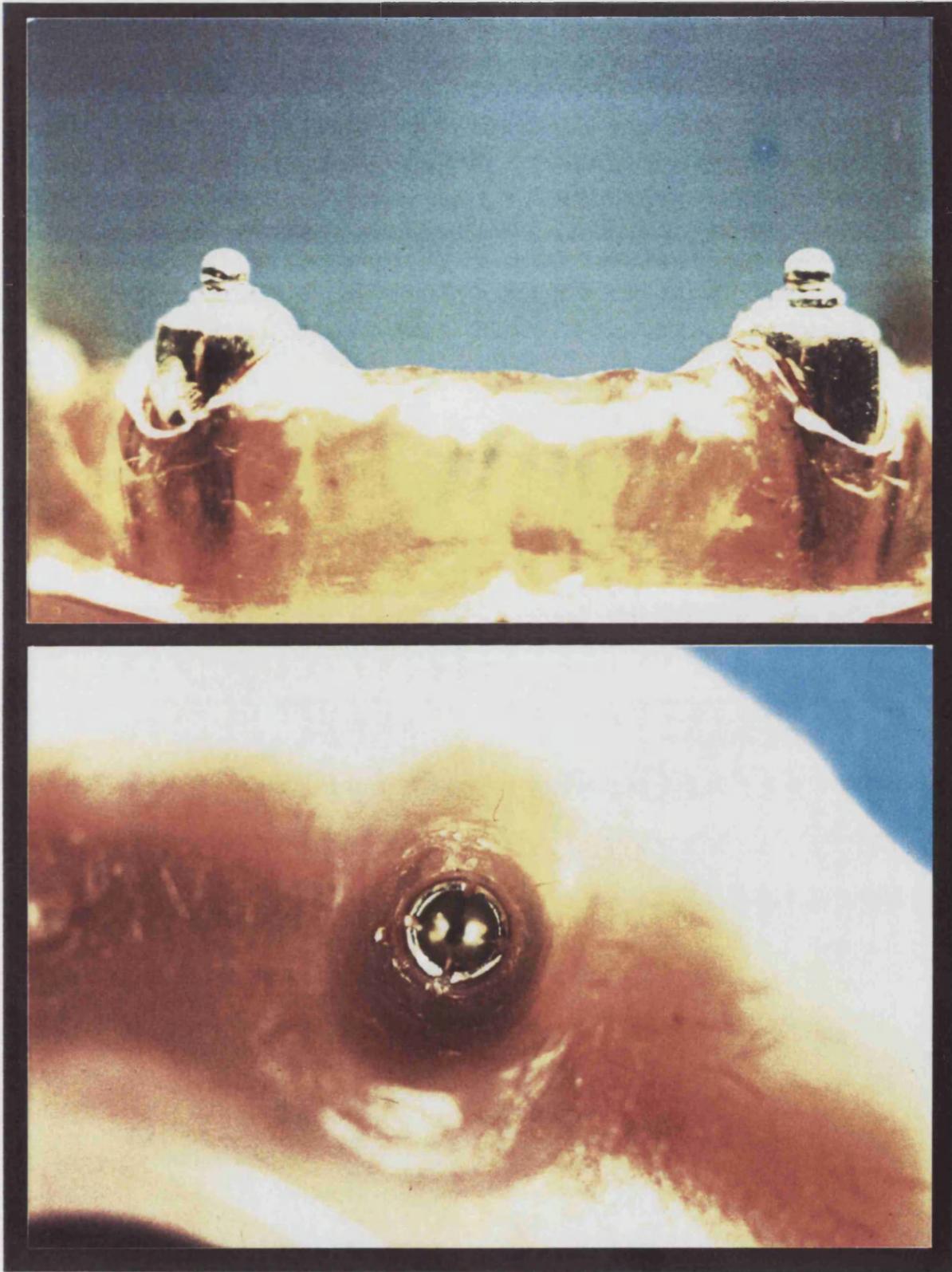


FIGURA 3. SISTEMA DALBO.

SUPERIOR: Porción macho.

INFERIOR: Porción hembra.

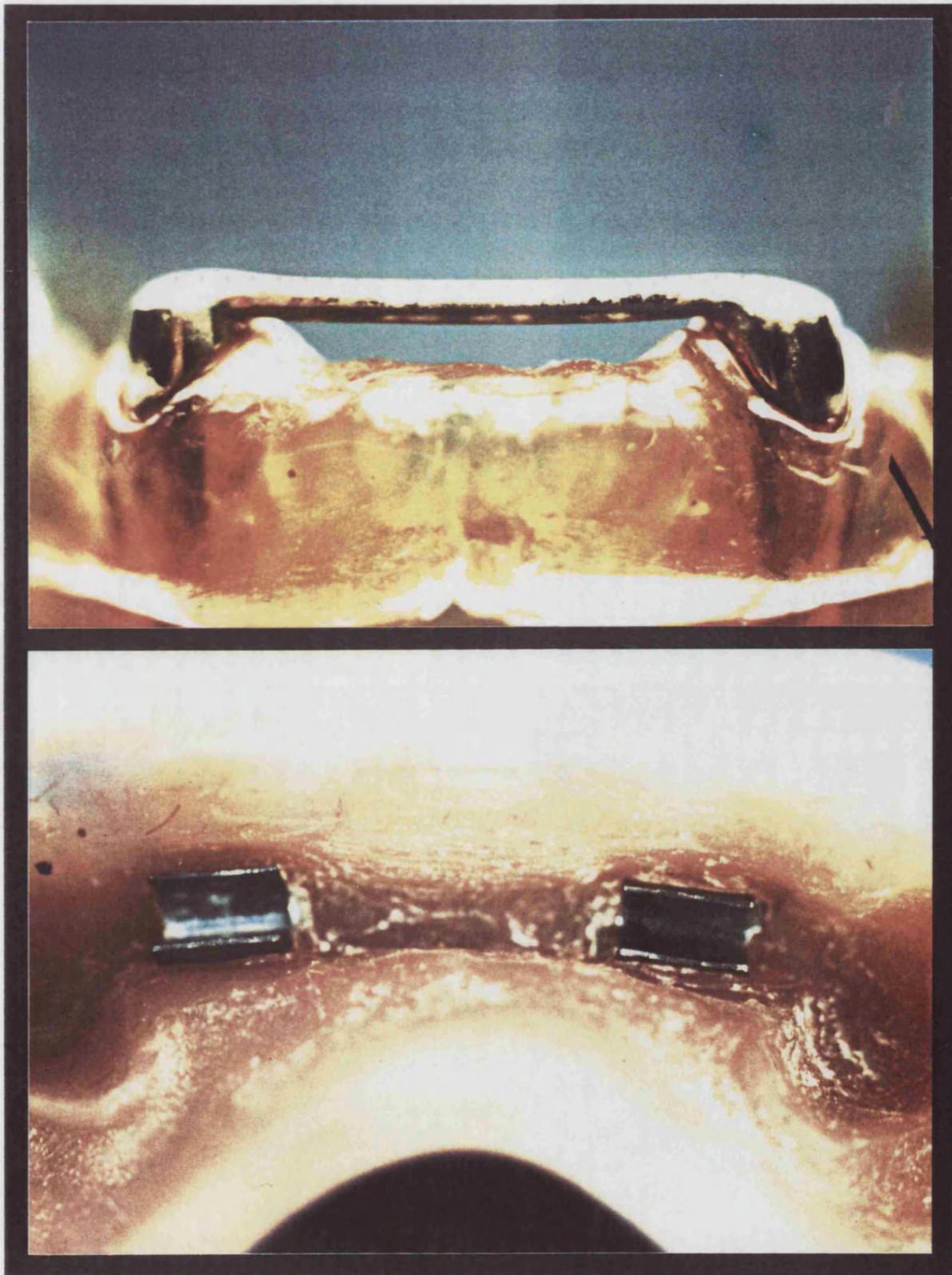


FIGURA 4. SISTEMA BARRA DOLDER.

SUPERIOR: Barra Dolder.

INFERIOR: *Clips* de retención.

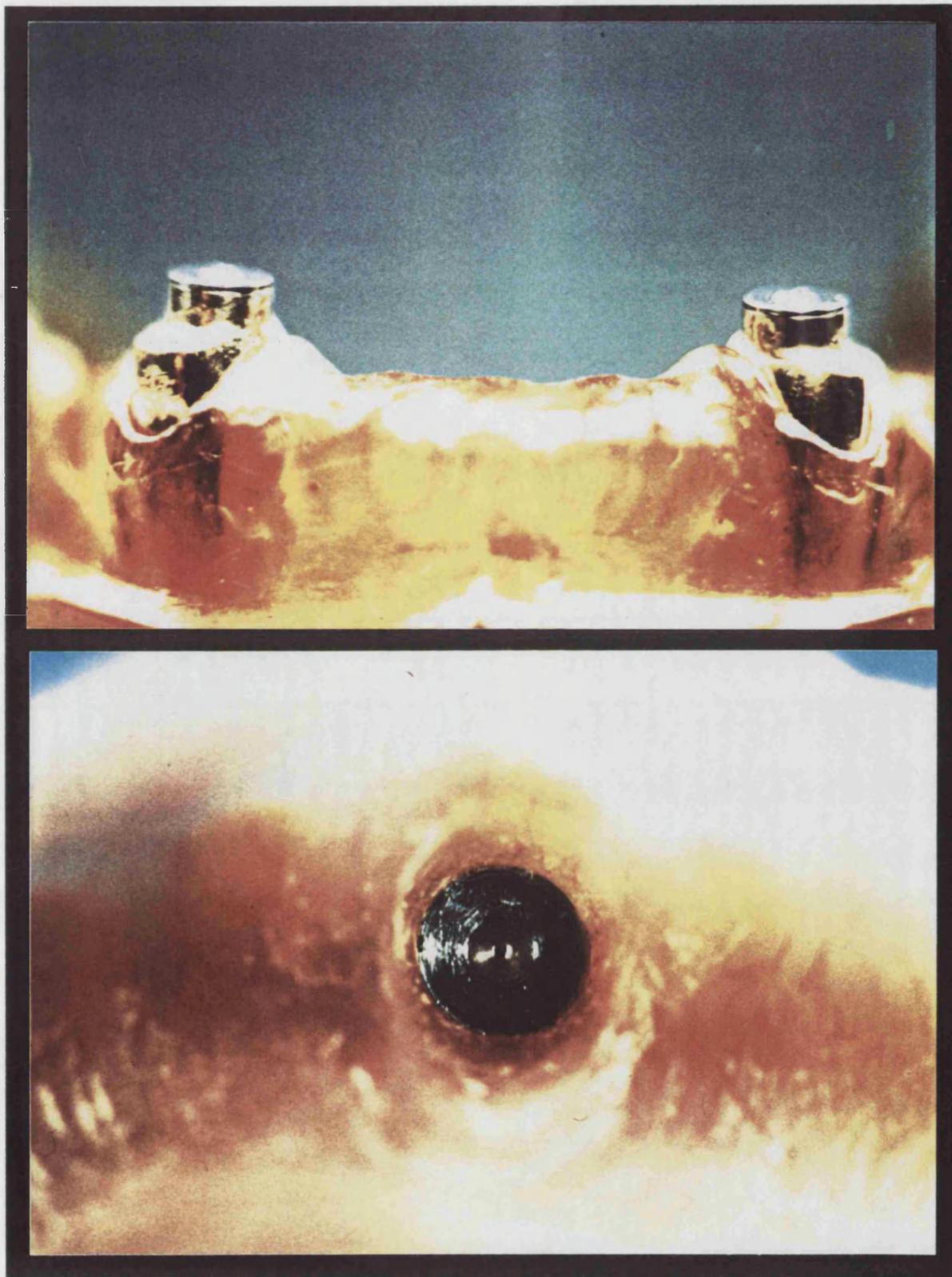


FIGURA 5. SISTEMA DE IMAN CEMAG.

SUPERIOR: Porción magnetizable.

INFERIOR: Imán.

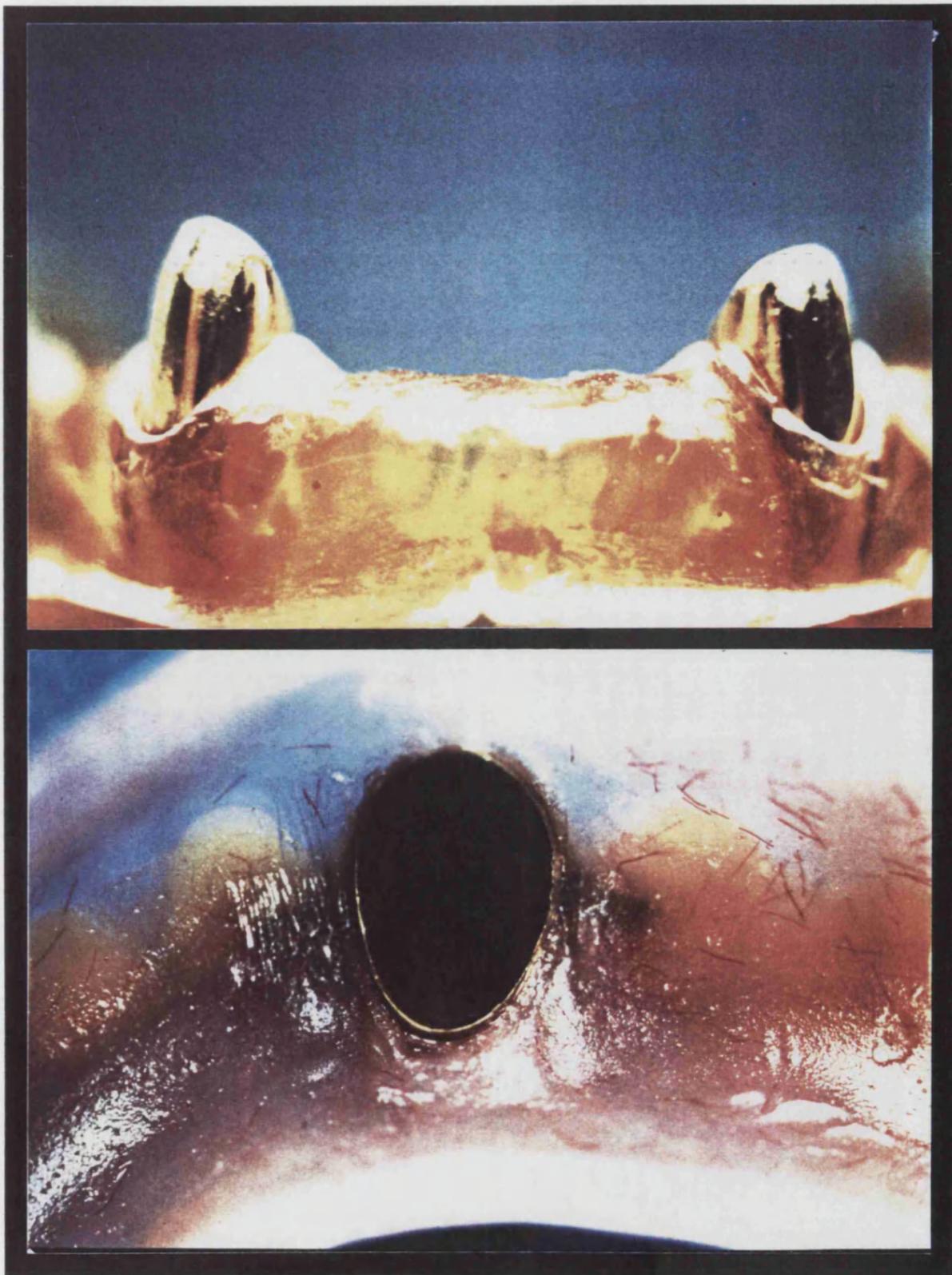


FIGURA 6. SISTEMA DE CORONAS TELESCOPICAS.

SUPERIOR: Cofia secundaria.

INFERIOR; Cofia primaria.



FIGURA 7. Anclaje soldado a la cofia-espiga.

En la confección del complejo retentivo R.P.I. no es necesaria ninguna técnica de colado o soldadura, puesto que los ganchos descansan directamente sobre la corona del diente de resina epoxi. En esta fase, confeccionaremos los componentes del complejo retentivo R.P.I : Brazo en I, plano guía distal y tope oclusal mesial, para posteriormente ser incorporados en la sobredentadura. (FIGURA 8).

## 5.- *LIGAMENTO PERIODONTAL.*

Los materiales de silicona muestran, según ICHIDA (1986), características de elasticidad muy parecidas a un ligamento periodontal. Por ello cementamos las raíces dentarias en sus alvéolos correspondientes utilizando silicona tipo *light* (Provil L. Bayer), aprovechando el espacio virtual que habíamos creado con las nueve capas de espaciador colocado sobre la superficie radicular de los dientes anatómicos y que luego hemos retirado. (FIGURA 9).

Al existir un único modelo fotoelástico y seis parejas de dientes a albergar en el mismo modelo, debemos renovar este ligamento periodontal simulado cada vez que alojamos un sistema de anclaje distinto.

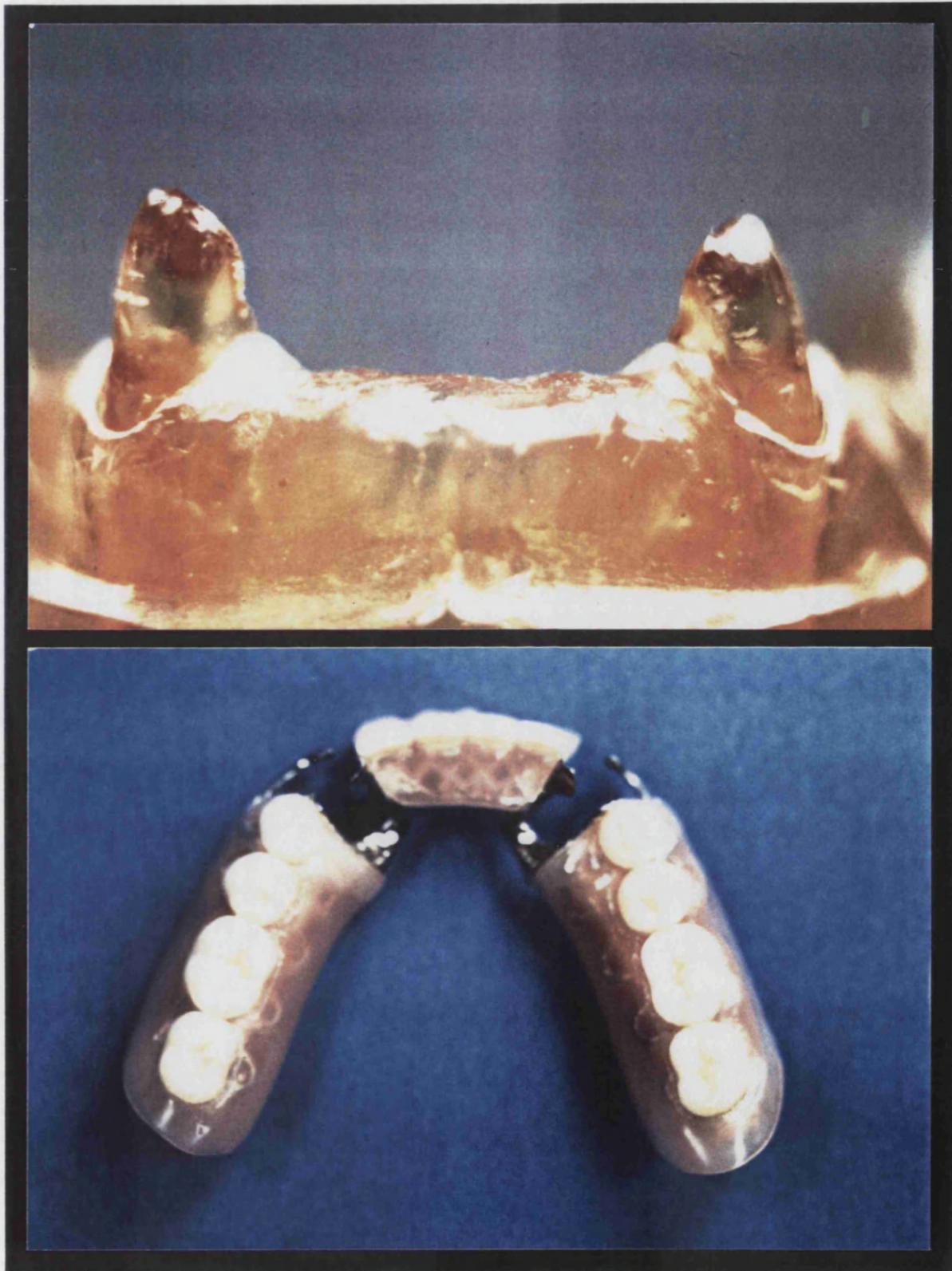


FIGURA 8. COMPLEJO RETENTIVO R.P.I.

SUPERIOR: Dientes pilares.

INFERIOR: Gancho R.P.I.

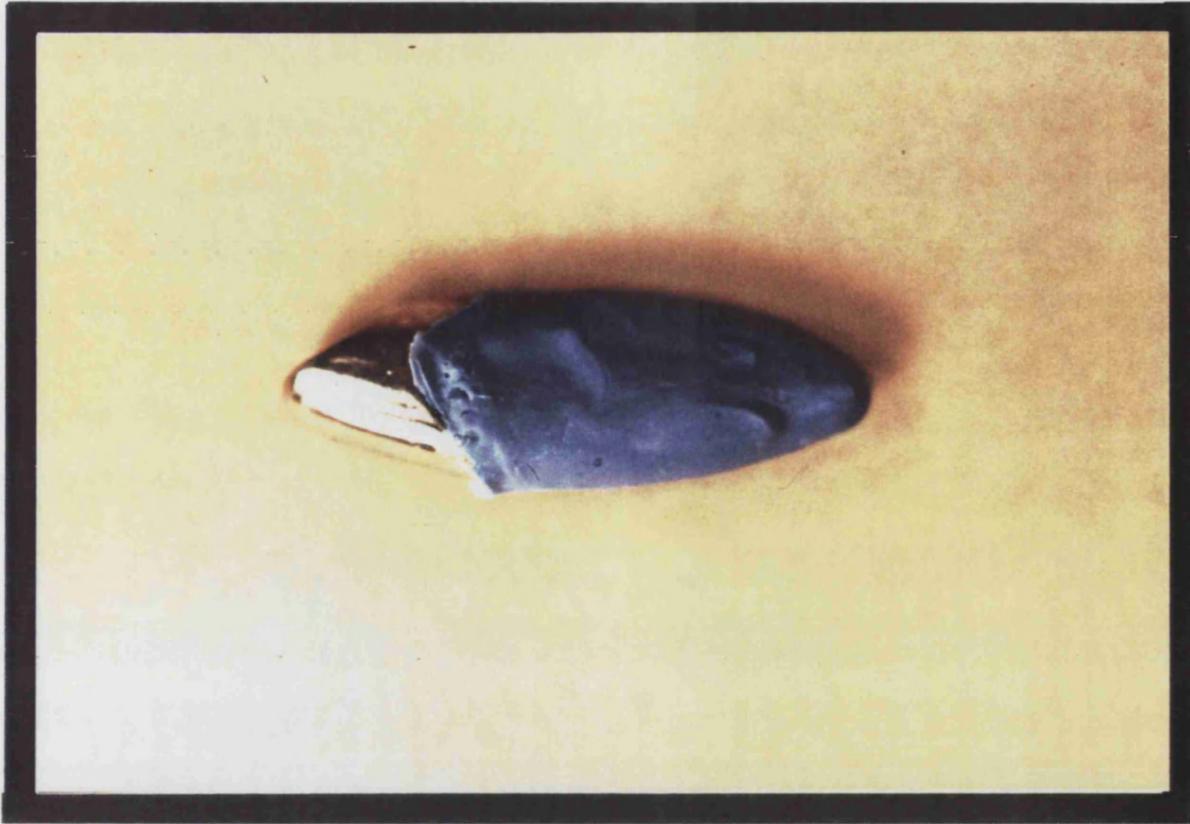


FIGURA 9. Ligamento periodontal simulado.

## 6.- SOBREDENTADURAS.

Para la elaboración de las sobredentaduras realizamos un duplicado del modelo fotoelástico, que vaciamos con escayola compensada Fuji-Rock (GC Corporation). Sobre el modelo realizamos un montaje de dientes estándar con dientes Vitriident (Vitriident, S.A.) y posteriormente realizamos el encerado de la base protésica. Una vez terminado procedemos al enmuflado utilizando resina acrílica Meliodent (Bayer, S.A.).

Una vez desbastada y pulida la sobredentadura, aliviaremos sendos lechos en la zona de los caninos para albergar las porciones hembras de los sistemas de retención, así como la corona secundaria del sistema telescópico o el complejo R.P.I. en el otro caso. Una vez realizamos dicho alivio fijaremos las porciones hembras con resina acrílica autopolimerizable y esperaremos su polimerización, quedando así posicionadas en la sobredentadura. (FIGURA 10).

Con éste posicionamiento de la sobredentadura sobre el modelo ya podemos realizar un alivio del interior de la base en un espesor uniforme de 1mm., que permitirá albergar posteriormente el material que simulará la mucosa resilente.

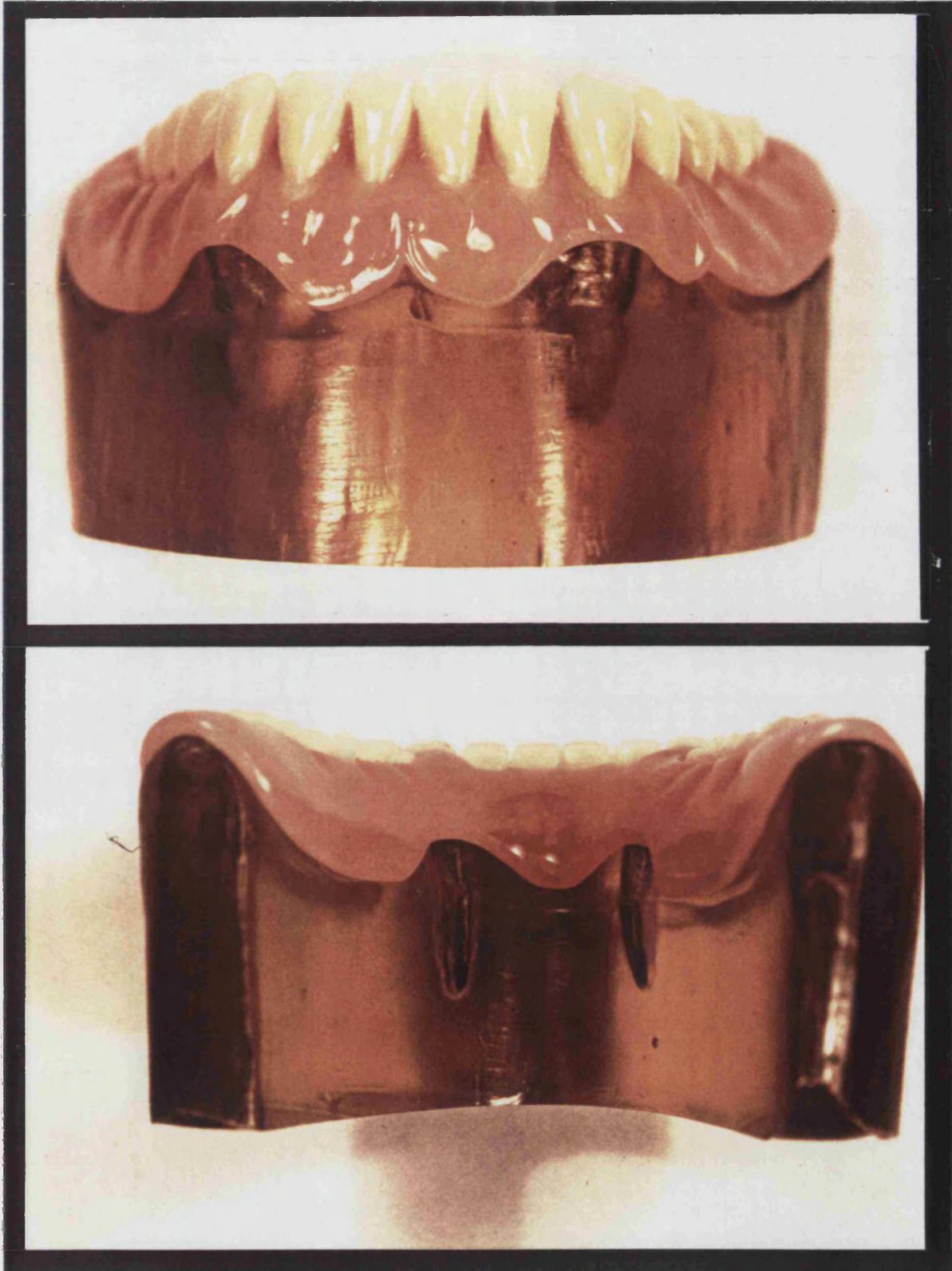


FIGURA 10. SOBREDENTADURA POSICIONADA EN MODELO.

SUPERIOR: Vista frontal.

INFERIOR: Vista lingual.

## 7.- MUCOSA .

Utilizaremos un material elástico tipo poliéter (Impregum, ESPE), para simular la mucosa que recubre el proceso alveolar edéntulo (Mac. GREGOR, 1978).

Mediante la técnica clásica de rebasado, rellenamos la cara interna de las bases con poliéter tras haber pincelado las superficies con el adhesivo específico para dicho material. Inmediatamente alojamos la prótesis sobre el modelo, de manera que el espacio de 1mm. que previamente habíamos habilitado sea el ocupado por el material de impresión. Tras el fraguado del material procederemos a recortar los excesos y a separar el modelo de la impresión. (FIGURA 11).

En este momento tenemos ya terminados los distintos componentes que van a formar parte del modelo experimental que va a ser incorporado al banco fotoelástico para su observación, y que pasamos a describir a continuación.



FIGURA 11. Mucosa simulada.

Una vez obtenido el modelo experimental, pasamos a describir los componentes del banco fotoelástico en el cuál va a ser introducido dicho modelo, para el análisis de las tensiones que en su interior se van a producir al aplicar fuerzas oclusales.

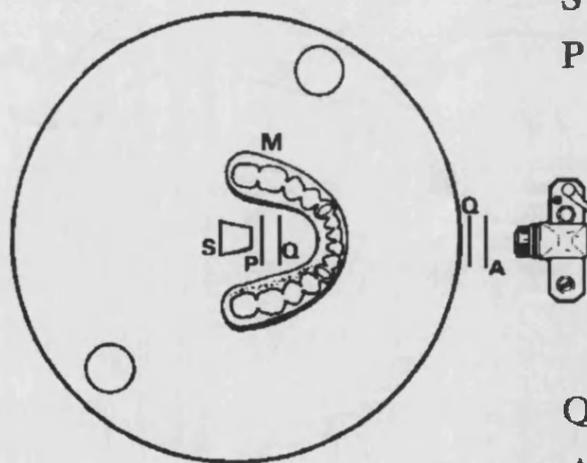
## ***BANCO FOTOELASTICO***

### ***1.- ARCO DE CARGA.***

Consta de una base circular de acero de 25 cm. de diámetro que gira libremente 360° sobre una peana. Ello nos permite girar el modelo experimental sobre el centro de ella instalado, para observarlo en toda su circunferencia, aún estando bajo la acción de las fuerzas aplicadas. (ESQUEMA 2).

Dicha base presenta un orificio central que nos permite introducir a través de ella la fuente de luz, así como el sistema de lentes en forma de periscopio.

Sobre la base metálica se levantan dos columnas cilíndricas cuyas paredes se encuentran tapizadas por



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

Q : Cuarto de onda.  
A : Analizador.

**ESQUEMA 2**

un sistema de rodamientos que permiten el libre deslizamiento de una barra horizontal rectangular en ausencia de fricción o rozamiento. La barra presenta dos orificios en sus extremos que se albergan rodeando ambas columnas de rodamientos.

En la cara inferior de la barra horizontal se aloja una plataforma rectangular giratoria con un puntero, que nos permite aplicar puntualmente las fuerzas deseadas a cualquier punto de la superficie oclusal de los dientes del modelo experimental.

(FIGURA 12).

Esta arquitectura del arco de carga, permite que la fuerza que apliquemos en la parte superior de la barra horizontal del arco de carga se transmita a la punta del puntero sin prácticamente pérdida en su valor. Ello se consigue gracias a los rodamientos de las columnas y a la transmisión puntiforme de las cargas.

## *2.- PALANCA DE FUERZAS.*

La palanca de fuerzas, diseñada como una palanca de segundo género, presenta un punto de apoyo sobre un pilar fijo próximo al arco de carga, una resistencia

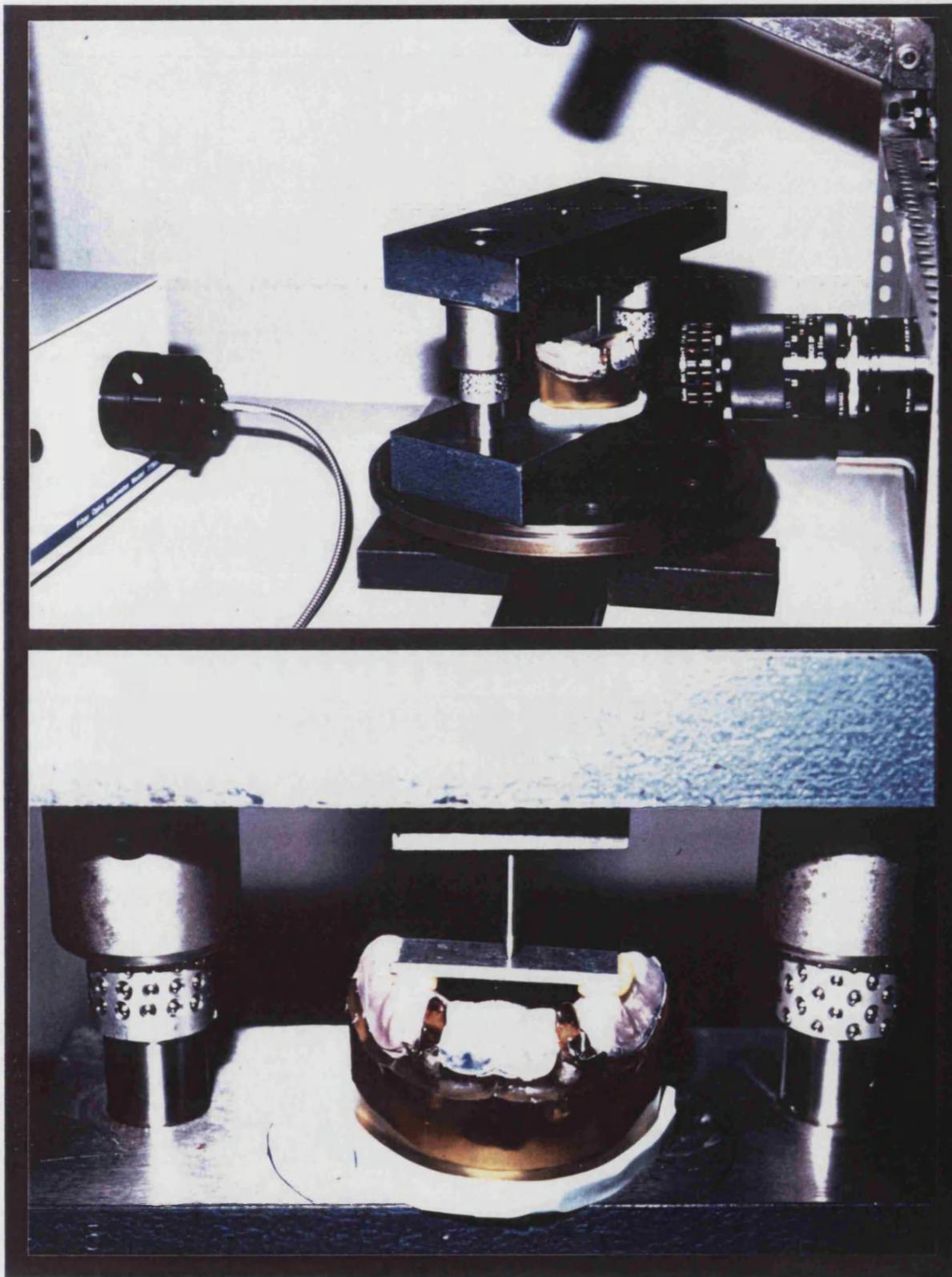


FIGURA 12. BANCO FOTOELASTICO.

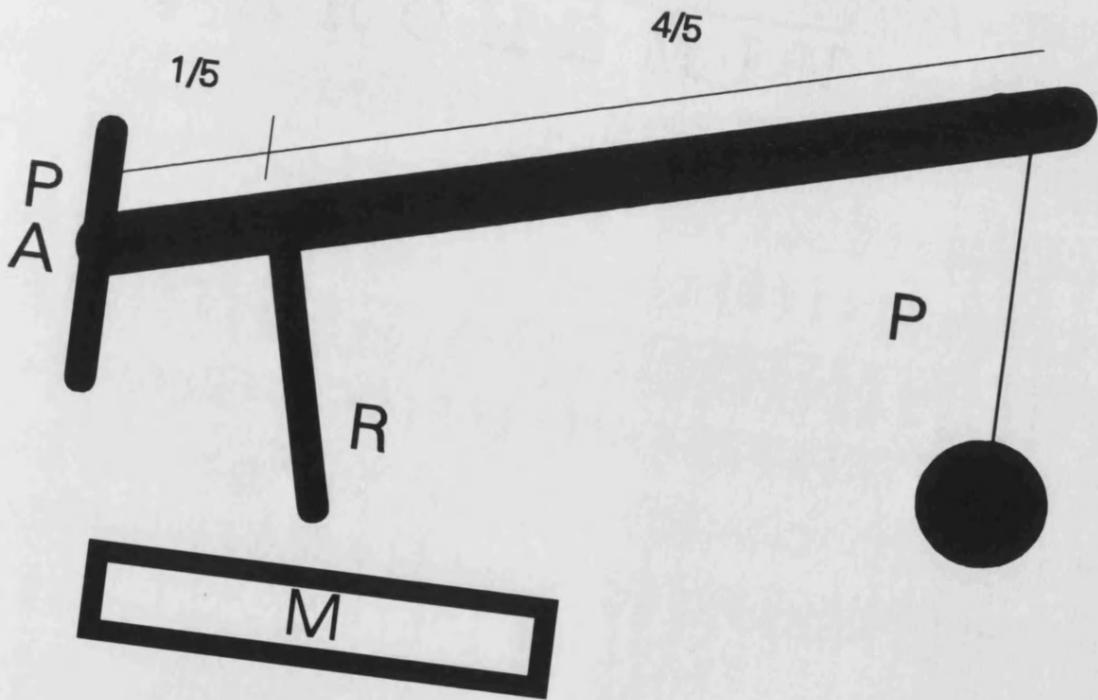
SUPERIOR: Base circular, columnas cilíndricas, barra horizontal.

INFERIOR: Puntero.

puntiforme sobre la cara superior de la barra horizontal del arco de carga, y una fuerza o potencia, aplicada en el extremo más distal del brazo de palanca. La distancia existente entre el punto de resistencia y el punto de aplicación de la fuerza es cuatro veces mayor que la distancia entre el mismo punto de resistencia y el punto de apoyo. De este modo, el peso aplicado se multiplicará por cuatro a nivel del punto de resistencia, o lo que es lo mismo, el brazo de potencia es cuatro veces mayor que el de resistencia; ello facilita la manipulación de las pesas estandarizadas que utilizamos para aplicar las cargas. (ESQUEMA 3).

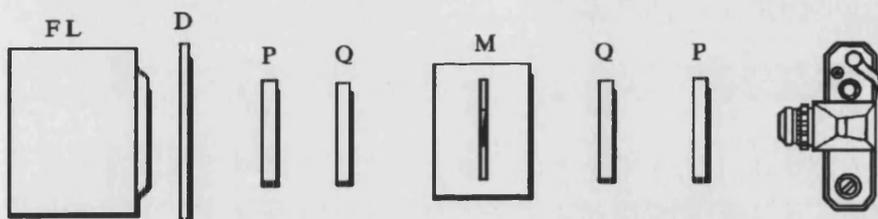
Elegimos fuerzas de 24, 44 y 64 Kgr., lo que equivale aproximadamente a 117, 215 y 313 Newtons, cifras similares a las descritas por Graber como funcionales (196 Newtons) y parafuncionales (295 Newtons). (GRABER, 1988).

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



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

ESQUEMA 3



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

**ESQUEMA 4**

### 3.- POLARISCOPIO CIRCULAR.

Un polariscopio circular consta de : Una fuente de luz, un filtro polarizador, una placa de cuarto de onda, una segunda placa de cuarto de onda, un filtro analizador y una máquina fotográfica. (ESQUEMA 4).

El modelo experimental debe estar situado entre la primera y la segunda placa de cuarto de onda.

Exponemos a continuación, por separado, los diferentes elementos constituyentes de este polariscopio circular:

#### A.- FUENTE DE LUZ.

La fuente de luz consiste en una lámpara halógena de cuarzo de 100 Watios de potencia, modelo 77501 (Oriental Corporation) a la que adaptamos un cable de fibra óptica flexible modelo 77525 (Oriental Corporation), de 914 mm. de largo y 3.2 mm. de diámetro. (FIGURA 13).

Gracias a la fibra óptica podemos situar el haz de luz en el centro del arco de carga y del modelo experimental, alojándolo en el interior de un periscopio que albergaba el filtro polarizador y la primera placa de

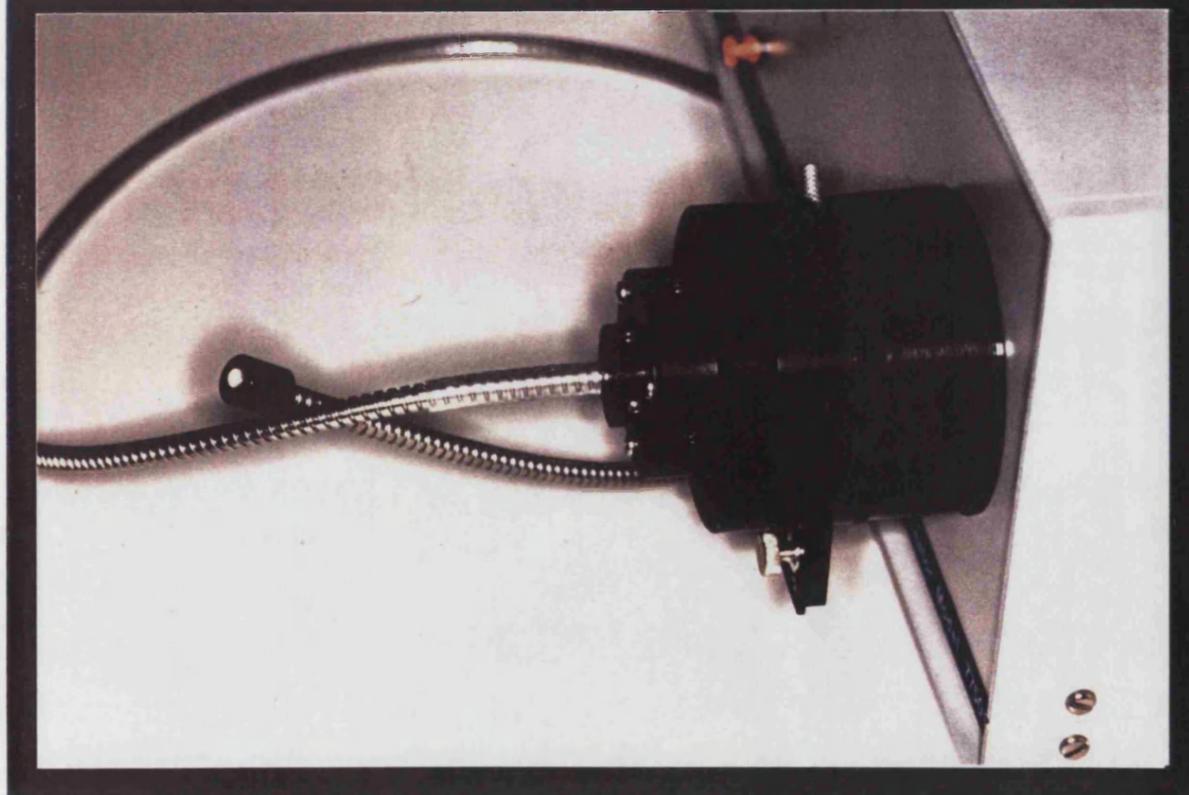


FIGURA 13. FUENTE DE LUZ.

SUPERIOR: Lámpara halógena.

INFERIOR: Fibra óptica.

cuarto de onda.

## B.- FILTROS POLARIZADOR Y CUARTO DE ONDA.

Ambos filtros, colocados por el orden en que se citan con respecto al foco de luz, están albergados dentro de un periscopio cuya función es la de girar  $90^\circ$  la dirección del haz de luz proveniente de la fibra óptica y dirigirlo en sentido horizontal hacia el modelo tras atravesar los dos filtros. (FIGURA 14).

Este periscopio, que contiene en su interior la fuente de luz, se mantiene siempre estable y no se mueve cuando gira la plataforma del arco de carga junto con el modelo experimental. Ello permite que el haz de luz esté permanentemente orientado de manera perpendicular al objetivo de la máquina fotográfica. Tanto el haz de luz como los filtros poseen un diámetro de 1cm. pudiendo éstos girar independientemente al estar montados en coronas de rodamientos individualizadas.

El filtro polarizador debe tener su eje en posición de  $0^\circ$  y su misión es la de filtrar la luz, dejando pasar sólo aquellas ondas que oscilen en el plano que coincida con el eje de polarización.

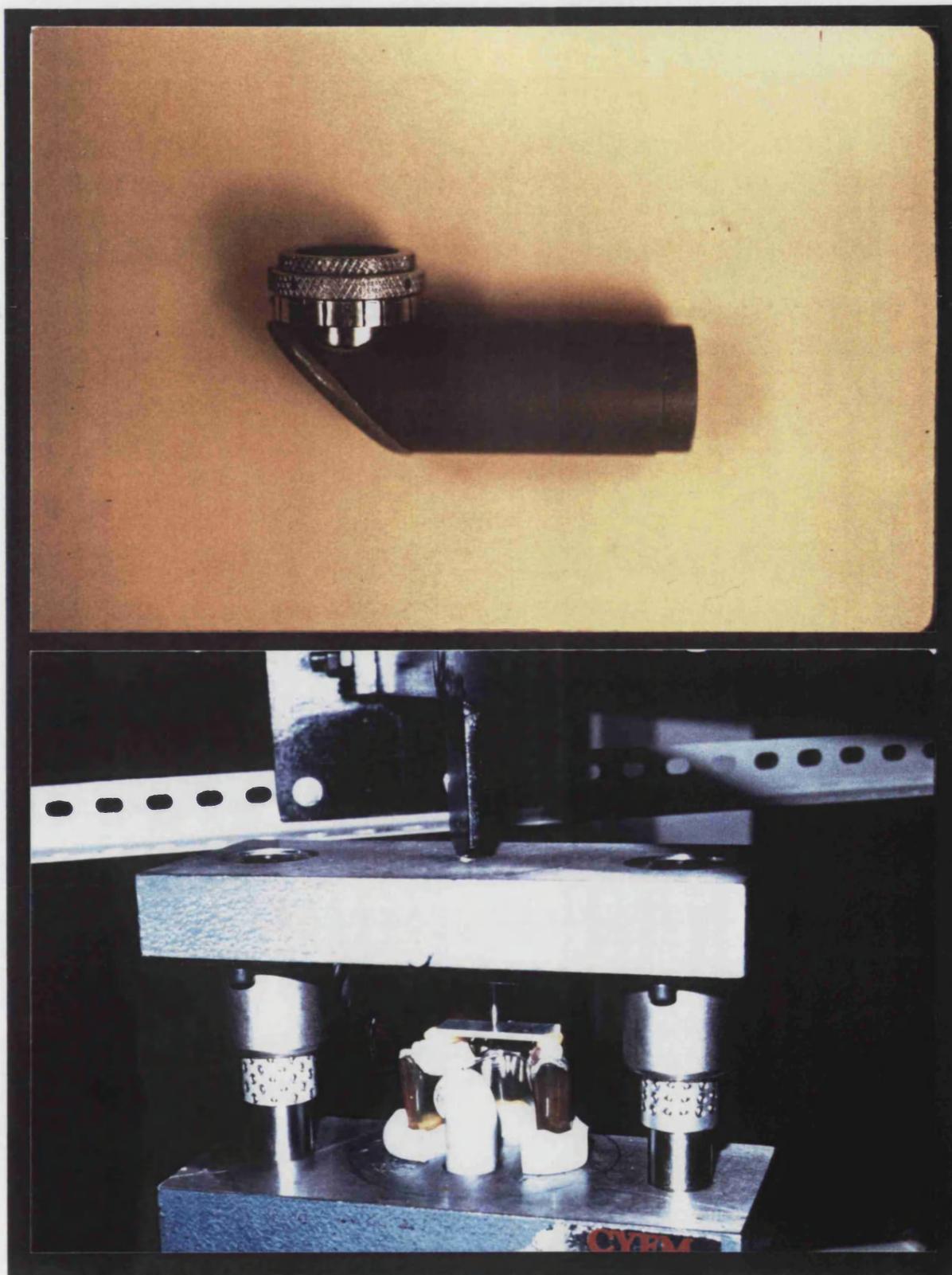


FIGURA 14. PERISCOPIO.

SUPERIOR: Detalle del periscopio.

INFERIOR: Posición del periscopio.

La placa cuarto de onda es un filtro cuya misión es la de retardar la velocidad de la luz en un cuarto de onda, como su nombre indica. Ello permite la eliminación de franjas negras superpuestas a las franjas coloreadas que se obtienen en la fotografía final, lo que facilita la lectura de los resultados. El eje del filtro cuarto de onda debe estar orientado con una angulación de  $-45^\circ$  respecto del  $0^\circ$  del filtro polarizador.

Este conjunto o periscopio lo separamos del conjunto filtros-máquina fotográfica gracias a la interposición del modelo experimental. Este modelo gira de tal manera que el haz de luz polarizada circular que emite el periscopio, puede analizar cualquier zona de la rama horizontal derecha o izquierda mandibular reproducida por el modelo experimental.

### C.- 2ª PLACA CUARTO DE ONDA Y FILTRO ANALIZADOR

Ambos filtros se alojan en el objetivo de la cámara fotográfica, siendo la placa de cuarto de onda la más próxima al modelo experimental y el filtro analizador el más próximo al objetivo de la cámara. (FIGURA 15).

La 2ª placa cuarto de onda tiene como misión contrarrestar el efecto de la primera, acelerando en un

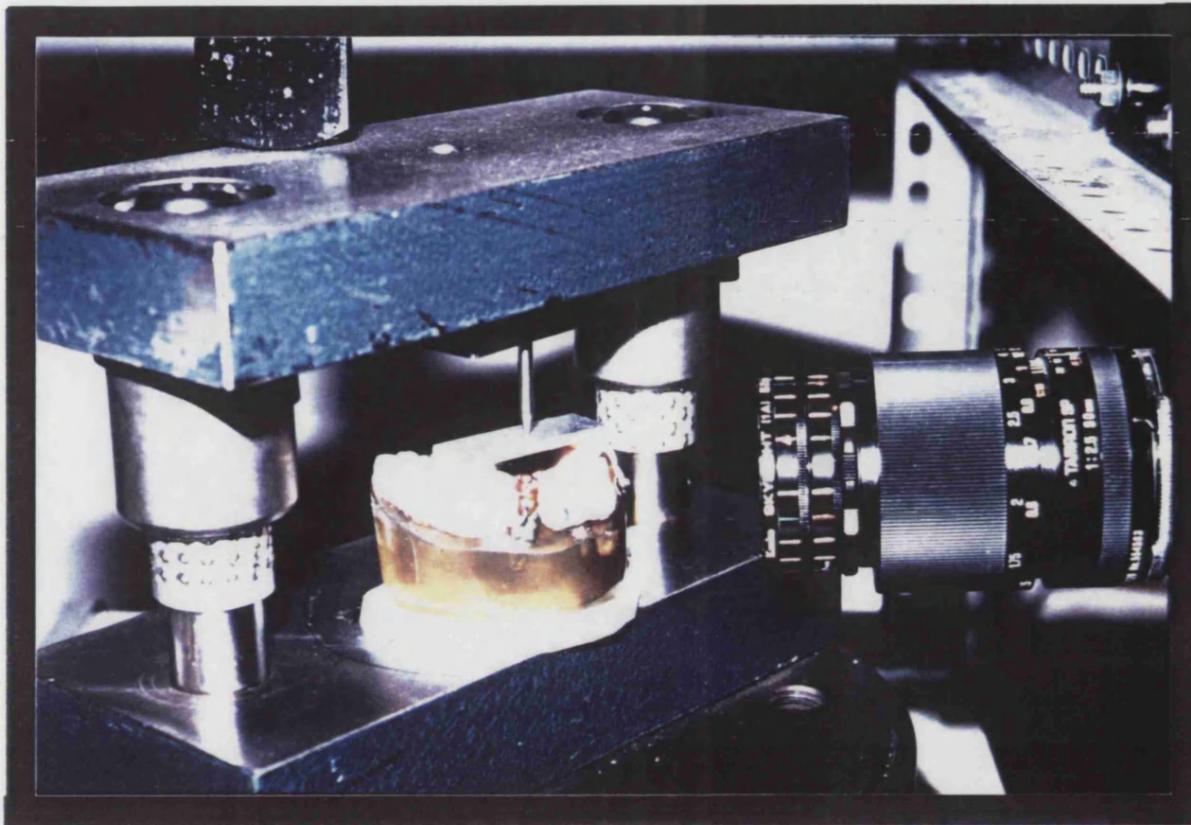


FIGURA 15. OBJETIVO DE LA CAMARA.

cuarto de onda la velocidad del haz de luz que ha atravesado el modelo experimental. Por ello la orientación de su eje mayor debe ser de  $45^\circ$  respecto al eje  $0^\circ$  del primer filtro polarizador, o bien, lo que es lo mismo  $90^\circ$  respecto a la primera placa de cuarto de onda.

El filtro analizador, como su nombre indica, analiza el haz de luz antes de que éste imprima la película fotográfica o llegue a nuestra visión. No es más que otro filtro polarizador orientado en  $90^\circ$  respecto al primero, por lo que sólo pasarán a través de él aquellas ondas de luz que hallan sufrido el fenómeno de birrefringencia en el espesor del modelo sometido a deformaciones tensionales.

#### D.- CAMARA FOTOGRAFICA.

La cámara fotográfica que utilizamos es una cámara réflex marca Nikon modelo F.E., a la que adaptamos un objetivo telemacro de 55 mm. (Micro-Nikkor) y dos anillos de extensión (Kenko "NA") de 12 y 36 mm.

La máquina estaba inmovilizada mediante un trípode y dispuesta perpendicularmente al haz de luz emergente del periscopio.

Utilizamos diapositivas de color Kodack Ektachrome 100 HC (Kodack Limited) tipo ISO 100/21<sup>º</sup>, de 24 x 36 mm, y película de color Fujicolor "HG" tipo ISO 100/21<sup>º</sup>.

Los disparos los realizamos con un tiempo de exposición de 1/60 de segundo y una apertura de diafragma de f4.

## ***ANALIZADOR DE IMAGENES***

Para analizar las imágenes fotográficas obtenidas, utilizamos un equipo de análisis de imagen compuesto por los siguientes elementos:

ORDENADOR. Modelo 380 de la marca Olivetti con 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 185MB.

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

MONITOR. De color, analógico de 14 pulgadas.

MONITOR DE IMAGEN. Sony Triniton de 19 pulgadas, de alta definición.

CAMARA. Mintron CCD B/N de alta definición.

CAMARA FOTOGRAFICA. Nikon F-301 automática.

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

NEGATOSCOPIO. Convencional, de tamaño 34 x 40 cm. de pantalla, dotado de un potenciómetro de intensidad.

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

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).

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

Una vez analizados los distintos materiales utilizados en nuestra experimentación, pasamos a describir el conjunto de métodos aplicados para la obtención de los resultados y su posterior discusión.

### *1.-APLICACION DE CARGAS.*

El estudio se realiza con aplicación bilateral de cargas para simular una situación biodinámica similar a la que se produce en la boca humana. Para conseguirlo, fabricamos unas mordidas con material plástico Hydroplastic (Vortak Systems LTD.) de 0.5 cm<sup>2</sup> que posicionamos entre el segundo premolar inferior y primer molar inferior, bilateralmente. Una barra metálica de 1cm. de ancho por 5 cm. de largo conecta ambas mordidas, y sobre su centro geométrico dejamos descansar el puntero de la barra horizontal del arco de carga, para conseguir una distribución idéntica de fuerzas a ambos lados de la arcada mandibular inferior. (THOMPSON, 1977) (KRATOCHVIL,1981). (FIGURA 16).

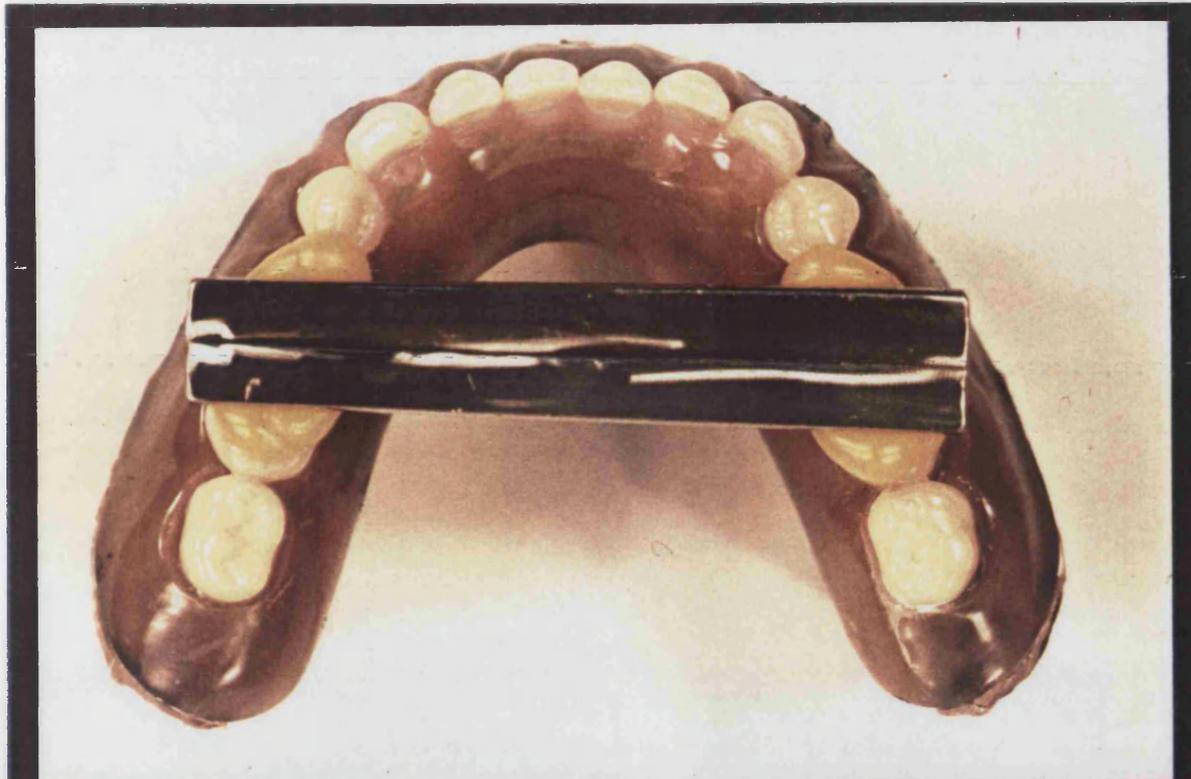


FIGURA 16. APLICACION DE CARGAS.

SUPERIOR: Barra metálica.

INFERIOR: Base elástica.

Confeccionamos una base elástica para el modelo experimental con masilla de silicona Provil (Bayer, S.A.), con el objeto de que dicho material elástico anulase las fuerzas que pudieran producirse entre la base del arco de carga y el modelo fotoelástico, y que podían interferir en los resultados finales. (KO, 1986).

Elegimos cuatro áreas para el análisis de concentración de tensiones: Una a nivel de la zona que circundaba a cada una de las dos raíces de los caninos que servían de soporte a la sobredentadura, y una a nivel de cada una de las dos sillas libres localizadas distalmente a las raíces de soporte.

Cada una de estas cuatro áreas son fotografiadas sometiendo el modelo a cuatro cargas distintas de 0, 24, 44 y 64 Kg. A su vez, dicha experimentación se repite en condiciones experimentales idénticas para los seis modelos de sobredentaduras distintos diseñados. Como resultado, obtenemos un total de dieciseis registros fotográficos para cada tipo de sobredentadura, que multiplicados por seis tiene como resultado noventa y seis registros fotográficos totales. (FIGURAS 17, 18 y 19).

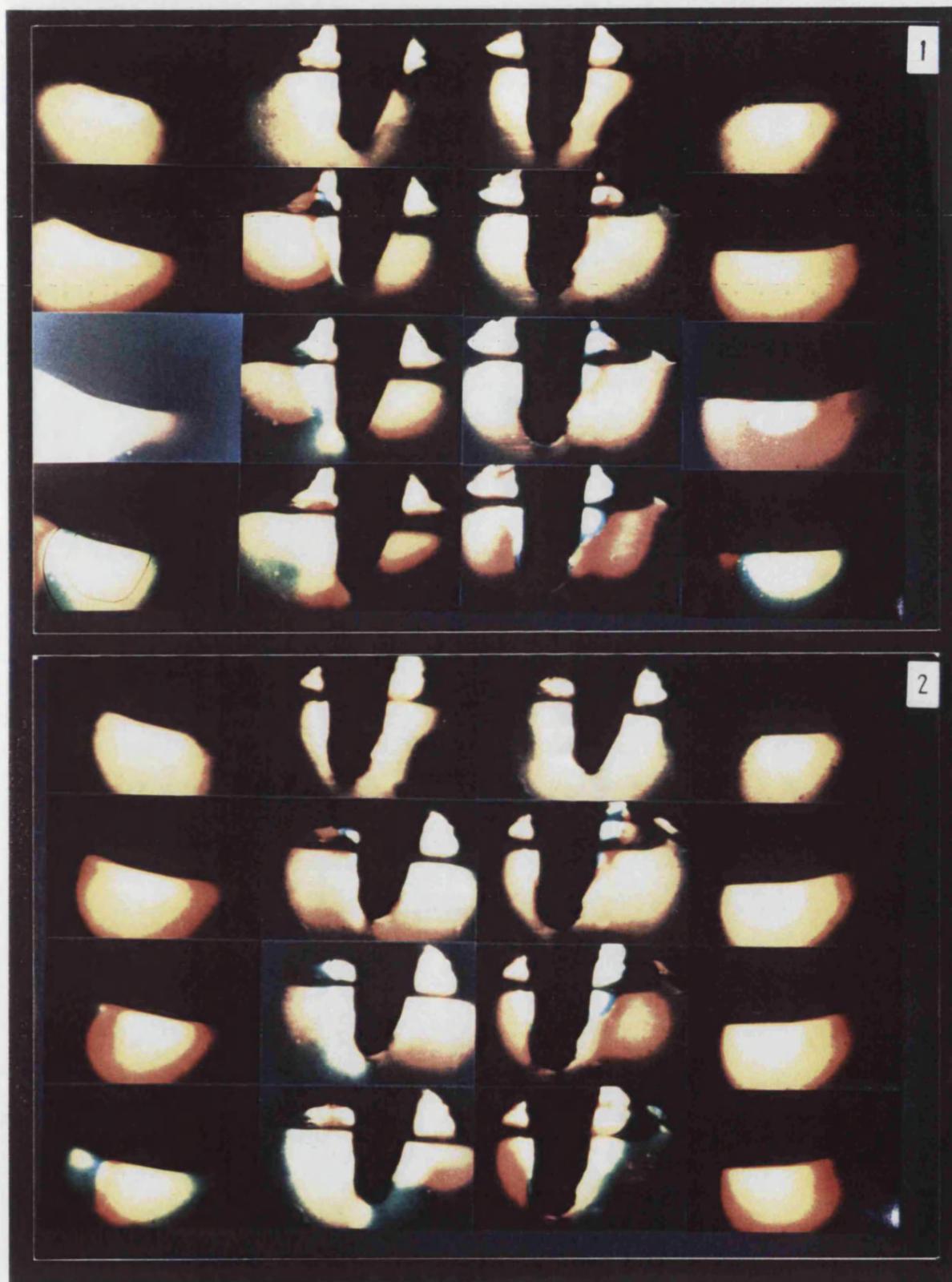


FIGURA 17. SECUENCIAS FOTOGRAFICAS OBTENIDAS.

SUPERIOR: Sistema Gerber.

INFERIOR: Sistema coronas telescópicas.



FIGURA 18. SECUENCIAS FOTOGRAFICAS OBTENIDAS.

SUPERIOR: Sistema Dalbo.

INFERIOR: Sistema barra Dolder.



FIGURA 19. SECUENCIAS FOTOGRAFICAS OBTENIDAS.

SUPERIOR: Sistema imán Cemag.

INFERIOR: Complejo retentivo R.P.I.

## 2.- ESTANDARIZACION DE LAS FOTOGRAFIAS

Una vez reveladas las noventa y seis fotografías en formato de 10x15 cm., adaptamos sobre cada una de ellas una lámina transparente de poliéster (Schwan-Stabilo nº 7250) de 0.10 mm. de espesor. Sobre esta lámina calcamos con rotulador indeleble fino las áreas que abarcan cada una de las diferentes bandas de distinto color. Cada área se rotuló con el orden de franja a que pertenecía: Amarillo de 1<sup>er</sup> orden, rojo de 1<sup>er</sup> orden, verde de 2<sup>o</sup> orden, amarillo de 2<sup>o</sup> orden, rojo de 2<sup>o</sup> orden, verde de 3<sup>er</sup> orden, ...

Para delimitar la amplitud de la zona a nivel de las raíces de los caninos y de las sillas libres que iba a ser estudiada, construimos unas plantillas de plástico transparente con las siguientes características:

**PARA LAS SILLAS LIBRES.** Un rectángulo de 10x6.5 cm. con un punto que equidista de ambos lados 5 cm., 3cm. del margen superior y 3.5 cm. del margen inferior. Dicho punto se hace coincidir con el que previamente marcamos en el modelo fotoelástico y que ha sido reproducido en las fotografías, siendo por tanto idéntico para todas las muestras. Este punto del modelo fue situado 3 cm. por

debajo de la cúspide mesio-vestibular del primer molar de la prótesis, ya que ésta es la zona subyacente al punto de aplicación de la fuerza y a su vez la de mayor interés prostodóncico. (FIGURA 20).

El perímetro de ésta plantilla alojada sobre la lámina de poliéster lo dibujamos en ésta, quedando así circunscrita la zona que deberá capturar el analizador de imágenes.

Este procedimiento lo repetimos para el lado contrario, con los mismos parámetros pero simétricos.

*PARA LOS CANINOS.* Procedemos de la misma manera que para las sillas libres, siendo en este caso la plantilla de 8 x 7 cm. y con el punto de referencia situado a 2 cm. del margen mesial, a 5 cm. del distal y a 1 cm. del borde inferior. (FIGURA 21).

Hacemos coincidir este punto con el ápice de la raíz del canino y trasladamos el rectángulo a la lámina, siendo este área la estudiada por el analizador de imágenes.

Este método se repetirá para cada una de las noventa y seis láminas, aplicando la plantilla que corresponda en cada caso: Canino o silla libre.

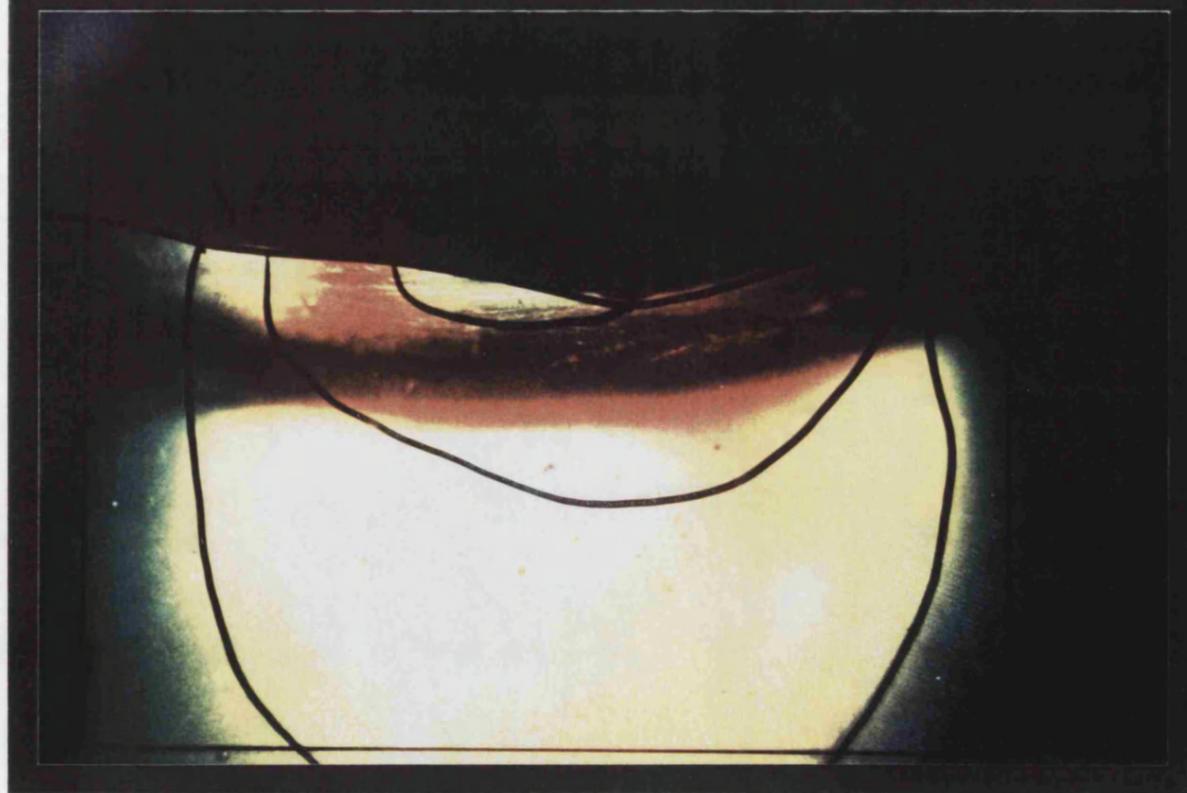
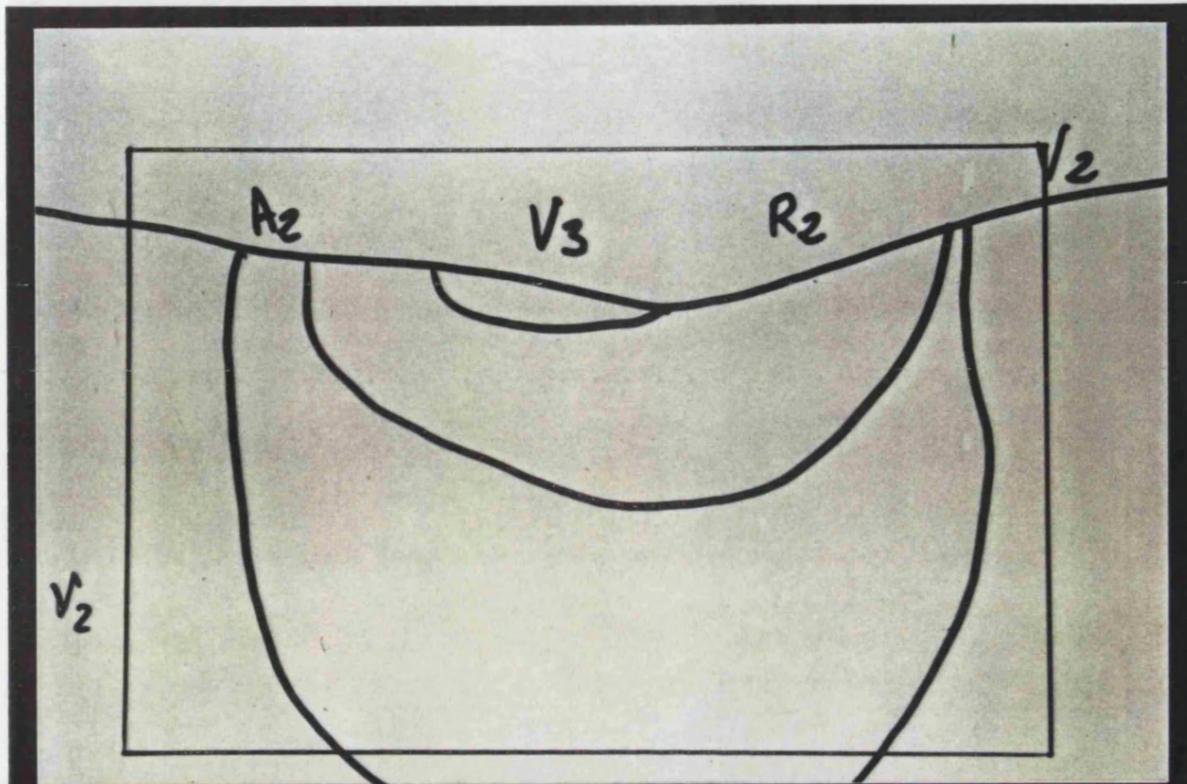


FIGURA 20. PLANTILLA PARA LAS SILLAS LIBRES.

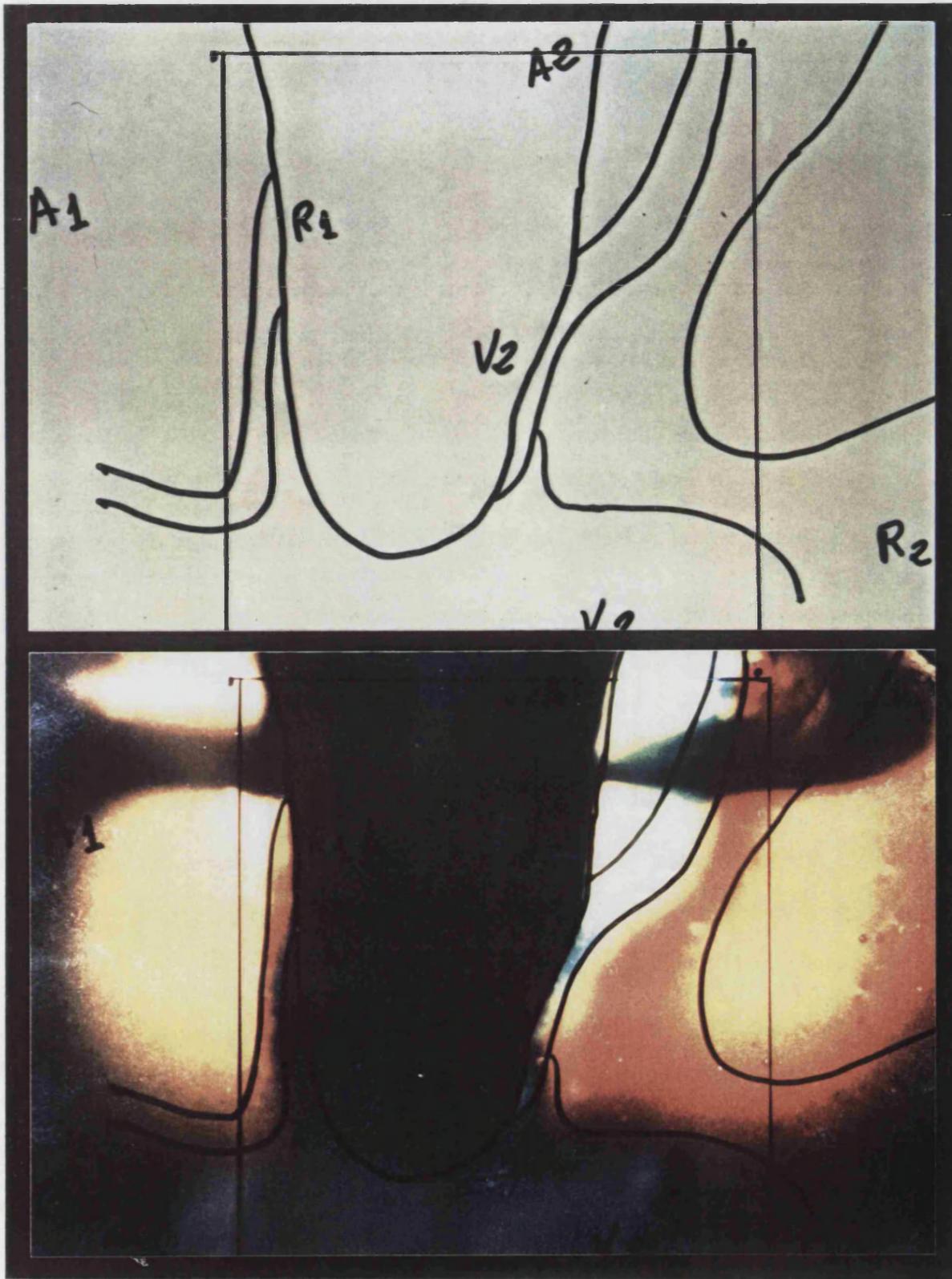


FIGURA 21. PLANTILLA PARA LOS CANINOS.

### 3.- INTENSIFICADOR DE IMAGENES.

La incorporación a la metodología fotoelástica de un intensificador de imágenes, permite tratar las imágenes fotográficas obtenidas de forma precisa, así como realizar su análisis y medición de las áreas seleccionadas.

La cámara de televisión captura la imagen fotográfica que es digitalizada por la tarjeta de vídeo del intensificador de imágenes. Este es capaz de establecer un intervalo de grises que hace posible la diferenciación de las distintas zonas o celdas que ocupan cada una de las bandas coloreadas.

Gracias a los programas de software podemos eliminar las figuras que polucionan el campo de estudio como: Anotaciones, sombras de las raíces dentarias, bordes de las prótesis...

Mediante la lectura directa en el monitor del ordenador, por parte del programa informático de tratamiento de imágenes, obtenemos el valor exacto de las áreas evitando así errores humanos en la apreciación de éstas o en complejos cálculos matemáticos. (KUSKE, 1974). Estas valoraciones se pueden procesar gráfica o

numéricamente (perfiles de intensidad, hojas de cálculo).

Cada valor obtenido viene dado en pixels <sup>3</sup> y debe ser multiplicado por el factor de retardo óptico de cada color. Seguidamente sumamos los valores de todas las áreas que aparecen en la misma fotografía, y el valor resultante podrá ser comparado con los resultados obtenidos en otra fotografía realizada en las mismas condiciones de carga y del mismo área, pero con otro sistema de retención.

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 claros en una observación visual.

Hasta el momento actual, no hemos encontrado citas bibliográficas que hagan referencia a la aplicación del intensificador de imágenes al campo de la fotoelasticidad, aunque sí existen estudios de su aplicación en otros campos de la Medicina y Odontología. (BARJAU, 1990) (MARTINEZ, 1991).

---

<sup>3</sup> Pixel: Mínima unidad valorable en la pantalla del monitor capaz de ser analizada por la tarjeta digitalizadora.

# ***RESULTADOS***

# ***ANALISIS SIMPLE***

## ***1.- CORONAS TELESCOPICAS.***

Cuando analizamos cualitativamente los valores obtenidos en la gráfica correspondiente a la sobredentadura retenida con coronas telescópicas (Tabla 1) (Gráfica 1), lo primero que nos llama la atención es la mayor concentración de tensiones a nivel de los caninos mandibulares 3.3 y 4.3, si lo comparamos con sus extremos distales libres o sillas respectivas.

Estas diferencias son constantes para uno y otro lado, es decir el comportamiento de la sobredentadura es similar en ambas hemiarcadas.

Cuantitativamente, los valores son mayores para el canino derecho y para la silla derecha, que para sus homólogos del lado izquierdo. Pero se sigue manteniendo la proporcionalidad de mayor concentración de tensiones para el canino que para la silla libre del mismo lado. Ello lo podemos atribuir a las asimetrías del modelo que representa a la arcada mandibular, a variaciones en la posición de los caninos con respecto al eje sagital, a la diferente morfología radicular de ambos caninos y,

<b>SISTEMA TELESCOPICAS</b>				
<b>SD</b>	<b>CD</b>	<b>CI</b>	<b>SI</b>	
5292	4434	3746	3996	<b>24 Kg.</b>
5295	7193	5570	4128	<b>44 Kg.</b>
7156	9362	6904	6138	<b>64 Kg.</b>
<b>17743</b>	<b>20989</b>	<b>16220</b>	<b>14262</b>	<b>SUMAS</b>

SD - Silla Derecha

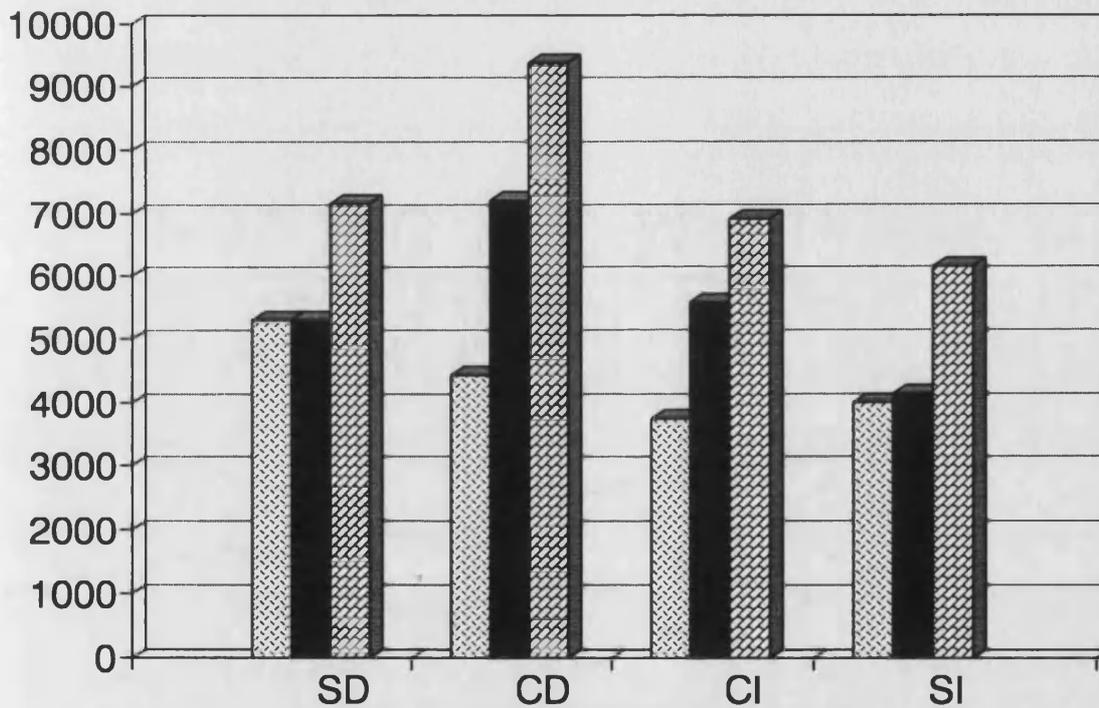
SI - Silla Izquierda

CD - Canino Derecho

CI - Canino Izquierdo

**TABLA 1.** Valores obtenidos para el sistema de retención telecópicas.

# SISTEMA TELESCOPICAS



SD - Silla Derecha  
CD - Canino Derecho  
CI - Canino Izquierdo  
SI - Silla Izquierda

24 Kg. 44 Kg. 64 Kg.

GRAFICA 1

también, a las asimetrías de la sobredentadura en sí.

Debido a las variaciones de morfología entre ambas hemiarquadas del modelo experimental, las superficies a través de las cuales las fuerzas se distribuyen, no son iguales para ambas hemiarquadas y consecuentemente las tensiones analizadas tampoco lo son.

Como veremos a lo largo de todo el análisis de los resultados, estas variaciones se mantienen constantes para todas las sobredentaduras y sistemas de retención analizados, lo que confirma la validez del modelo experimental y el método.

Podemos apreciar, también, que la concentración de tensiones a nivel de los extremos distales libres, se mantiene constante cuando aplicamos fuerzas tanto de 24 Kg. como de 44 Kg., mientras que para las mismas fuerzas sí que aumenta la tensión a nivel de los caninos. Ello indicaría que, en el reparto de fuerzas, los caninos soportan la mayor parte de la tensión liberando a las sillas libres de ésta, y sólo cuando la fuerza aplicada es de elevada cuantía comienza el extremo distal libre a recibir tensiones altas, aunque siguen afectando siempre en mayor magnitud a los caninos.

Si observamos las imágenes fotoelásticas, apreciamos que la distribución de las tensiones a nivel de los dientes pilares, se realiza principalmente alrededor de los ápices radiculares de los caninos. Ello indicaría una distribución axial de las fuerzas transmitidas por la sobredentadura hacia los caninos. Sólo cuando las fuerzas son máximas, las áreas que circundan las caras distales de los pilares, comienzan a mostrar zonas de tensión.

Por todo ello, las coronas telescópicas, como sistema de retención rígido que es, se comporta transmitiendo la mayor parte de la fuerza que recibe al diente pilar. De este modo libera a la silla libre de gran parte de las fuerzas ejercidas desde las caras oclusales de la sobredentadura.

## ***2.- SISTEMA GERBER.***

Si analizamos los resultados de la gráfica del sistema Gerber (Tabla 2) (Gráfica 2), observamos que las concentraciones de tensiones alrededor de las porciones radiculares de los caninos mandibulares 3.3 y 4.3, tienen valores absolutos ligeramente menores que los apreciados en los extremos distales libres mandibulares.

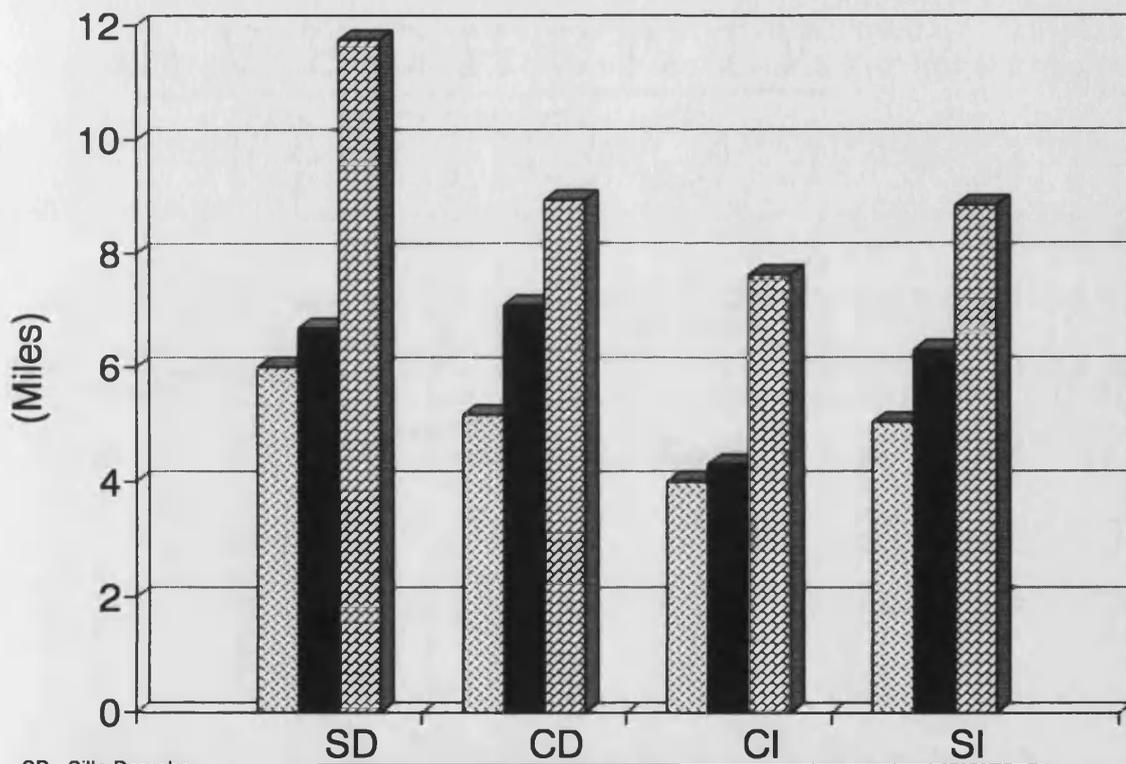
<b>SISTEMA GERBER</b>				
<b>SD</b>	<b>CD</b>	<b>CI</b>	<b>SI</b>	
5988	5154	3987	5034	<b>24 Kg.</b>
6660	7083	4286	6280	<b>44 Kg.</b>
11731	8923	7602	8833	<b>64 Kg.</b>
<b>24379</b>	<b>21160</b>	<b>15875</b>	<b>20147</b>	<b>SUMAS</b>

SD - Silla Derecha      SI - Silla Izquierda

CD - Canino Derecho    CI - Canino Izquierdo

**TABLA 2.** Valores obtenidos para el sistema de retención Gerber.

# SISTEMA GERBER



SD - Silla Derecha  
CD - Canino Derecho  
CI - Canino Izquierdo  
SI - Silla Izquierda

24 Kg. 44 Kg. 64 Kg.

GRAFICA 2

Los valores hallados en la hemiarcada derecha son superiores a los de la izquierda por las condiciones morfológicas del modelo, antes señaladas. No obstante, en ambos lados, la concentración de tensión predomina ligeramente en la silla libre de ambas arcadas, si lo comparamos con los caninos.

Otro dato que podemos apuntar, es la escasa variación que se produce en la concentración de tensiones en la zona de las sillas libres, en relación con el incremento de fuerzas aplicado. Observamos resultados muy paralelos a 24 y 44 Kg., y sólo cuando la fuerza aplicada es elevada, se ve sobrecargado el extremo distal libre.

Este sistema de retención, por lo que se deduce de lo anteriormente expuesto, se comporta de un modo casi rígido, ya que sólo ante fuerzas elevadas observamos derivación de las tensiones hacia la silla libre. No obstante, ya desde un principio, cuando empezamos a aplicar fuerzas, el extremo distal libre sufre una mayor concentración de tensiones que las raíces de soporte. Probablemente sea ello debido a su pequeño tamaño, lo que le impide una mayor absorción de fuerzas.

Desde el punto de vista del análisis de las zonas de concentración de la tensión a nivel de los caninos, ésta se produce en el tercio inferior distal radicular, y con menos intensidad en la zona periapical. Ello indica que la sobredentadura aplica al diente pilar un efecto de tracción en la dirección de la silla distal.

### ***3.- SISTEMA DE BARRA.***

El primer dato que nos llama poderosamente la atención al observar la gráfica del sistema de barra (Tabla 3) (Gráfica 3), es la escasa concentración de tensiones que apreciamos a nivel de las raíces pilares 3.3 y 4.3. Sobre todo si lo comparamos con los valores absolutos que observamos para los extremos distales libres.

Ya desde los primeros momentos en que aplicamos la fuerza, observamos que las concentraciones de tensión se derivan hacia la silla libre, y afectan en poca cuantía a las raíces de soporte. Todo ello se produce gradualmente y sin escalonamientos a medida que vamos aumentando los valores de las fuerzas aplicadas; es decir, 24, 44 y 64 Kg.

<b>SISTEMA BARRA</b>				
<b>SD</b>	<b>CD</b>	<b>CI</b>	<b>SI</b>	
9014	4412	3459	8196	<b>24 Kg.</b>
15187	5841	4544	9607	<b>44 Kg.</b>
18045	7393	5987	13641	<b>64 Kg.</b>
<b>42246</b>	<b>17646</b>	<b>13990</b>	<b>30596</b>	<b>SUMAS</b>

SD - Silla Derecha

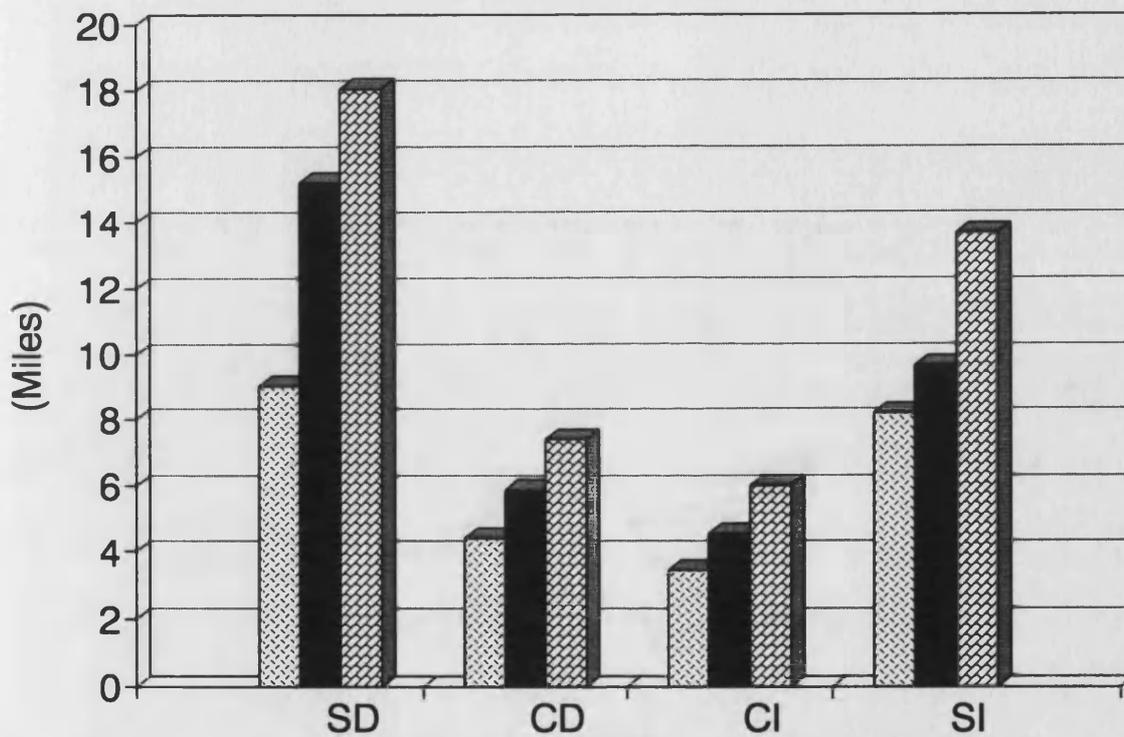
SI - Silla Izquierda

CD - Canino Derecho

CI - Canino Izquierdo

**TABLA 3.** Valores obtenidos para el sistema de retención barra.

# SISTEMA DE BARRA



SD - Silla Derecha  
CD - Canino Derecho  
CI - Canino Izquierdo  
SI - Silla Izquierda

24 Kg. 44 KG. 64 Kg.

GRAFICA 3

Este sistema de retención tipo barra se comporta como un verdadero rompiefuerzas, y toda la fuerza aplicada a la cara oclusal de la sobredentadura es distribuida hacia la región de la silla libre. Ello es comprensible si analizamos el movimiento de rotación que sufre el manguito incorporado en la sobredentadura, sobre la barra de sección cilíndrica.

La concentración de tensiones alrededor de la raíz de soporte se produce inicialmente en su zona apical. Pero cuando las fuerzas se incrementan, éstas se localizan más en el tercio inferior distal de ésta. Ello indicaría que, si las fuerzas oclusales son elevadas, la sobredentadura tracciona distalmente el conjunto formado por las raíces de soporte y la barra que las conecta.

#### ***4.- SISTEMA DALBO.***

La representación gráfica de los valores de concentración de tensiones para el sistema Dalbo (Tabla 4) (Gráfica 4), muestran un reparto bastante equilibrado de fuerzas entre los caninos 3.3 y 4.3 y los extremos distales libres correspondientes.

<b>SISTEMA DALBO</b>				
<b>SD</b>	<b>CD</b>	<b>CI</b>	<b>SI</b>	
6474	4151	3626	4704	<b>24 Kg.</b>
7135	5625	3888	8317	<b>44 Kg.</b>
10285	7386	6223	10341	<b>64 Kg.</b>
<b>23894</b>	<b>17162</b>	<b>13737</b>	<b>31444</b>	<b>SUMAS</b>

SD - Silla Derecha

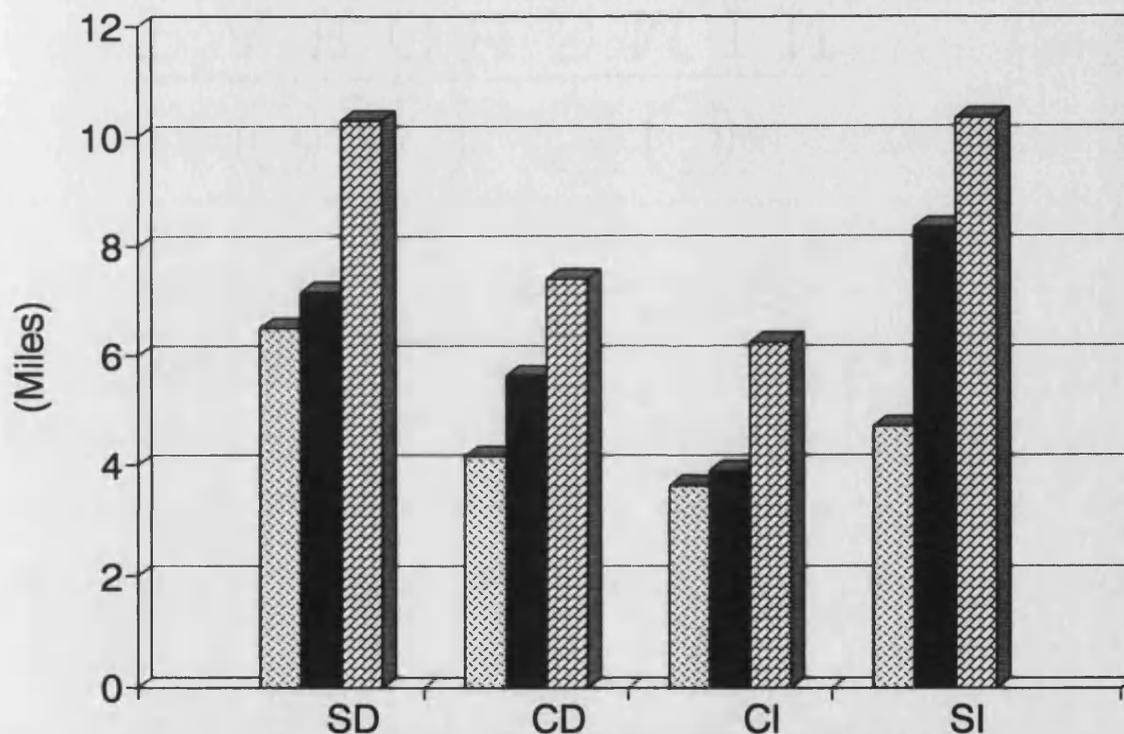
SI - Silla Izquierda

CD - Canino Derecho

SD - Silla Derecha

**TABLA 4.** Valores obtenidos para el sistema de retención Dalbo.

# SISTEMA DALBO



SD - Silla Derecha  
CD - Canino Derecho  
CI - Canino Izquierdo  
SI - Canino Izquierdo

24 Kg. 44 Kg. 64 Kg.

GRAFICA 4

No obstante encontramos valores absolutos algo más elevados en la zona de las sillas libres. Esta distribución de tensiones se mantiene proporcional a lo largo de toda la secuencia de aplicación de fuerzas; es decir, que los incrementos de 24, 44 y 64 Kg. de fuerza a nivel de las superficies oclusales de la sobredentadura tienen como consecuencia un aumento proporcional de concentración de tensiones a nivel de las raíces pilares y de la silla libre.

La distribución de tensiones alrededor de la superficie radicular se concentra principalmente en su cara distal, lo que confirma, que a pesar de que este sistema de retención se comporta como un verdadero rompiefuerzas, tiene un efecto de torque bastante acusado sobre el diente pilar en el que se ancla.

## 5.- SISTEMA DE IMAN.

La gráfica de resultados del sistema de imanes Cemag (Tabla 5) (Gráfica 5), indica que las concentraciones de tensión que se producen a nivel de los caninos 3.3 y 4.3 son mínimas sea cual sea la fuerza aplicada, aunque aumenten gradualmente.

Ya desde un principio observamos que es el extremo distal libre el que soporta la mayor cantidad de concentración de tensiones en la distribución de las fuerzas de 24,44 y 64 Kg. aplicadas en la zona oclusal.

No podemos apreciar un patrón característico en la distribución de tensiones alrededor de los dientes de soporte, quizás debido a los valores absolutos de concentración de tensión tan bajos, obtenidos para este sistema a nivel de las raíces de soporte.

Sería comprometido conceptuar a este sistema como un verdadero rompiefuerzas, ya que no creemos que éste sea un sistema que actúe como un verdadero distribuidor de fuerzas. Las tensiones soportadas por las raíces pilares, serían exclusivamente las inevitablemente soportadas por las superficies planas que conforman las partes recíprocas del sistema que

<b>SISTEMA IMAN</b>				
<b>SD</b>	<b>CD</b>	<b>CI</b>	<b>SI</b>	
7626	3623	3468	7284	<b>24 Kg.</b>
13999	5168	3609	9594	<b>44 Kg.</b>
19190	7235	4417	13718	<b>64 Kg.</b>
40815	16026	11494	23362	<b>SUMAS</b>

SD - Silla Derecha

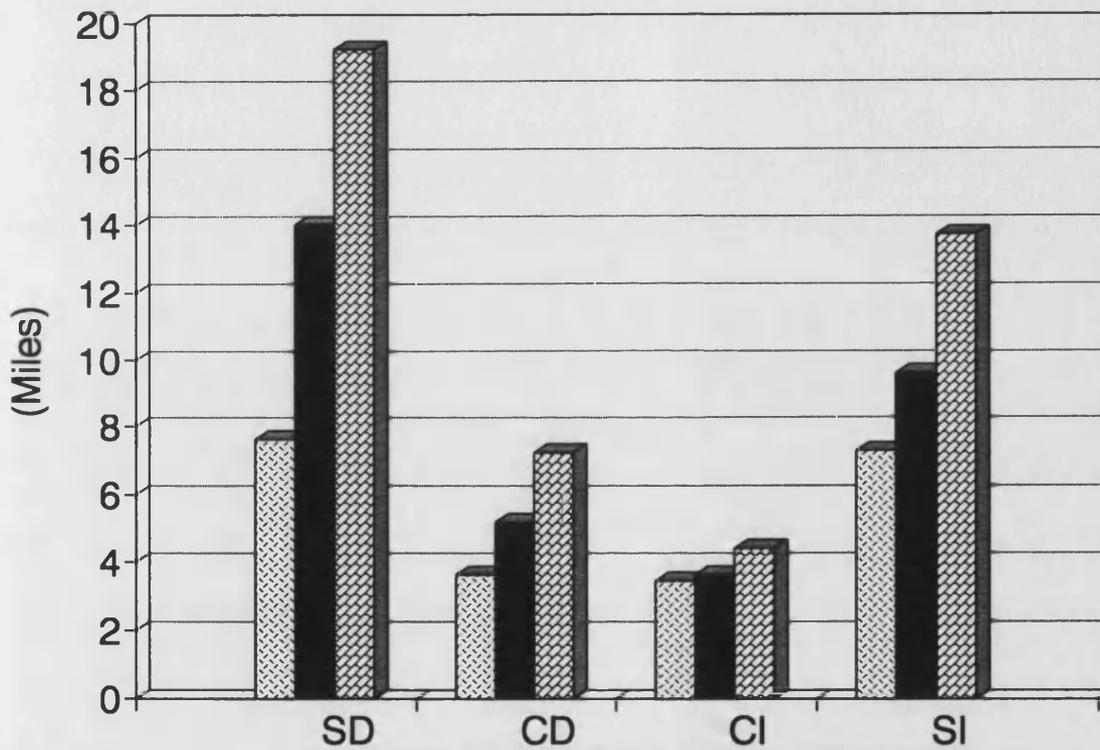
SI - Silla Izquierda

CD - Canino Derecho

CI - Canino Izquierdo

**TABLA 5.** Valores obtenidos para el sistema de retención imán.

# SISTEMA IMAN



SD - Silla Derecha  
CD - Canino Derecho  
CI - Canino Izquierdo  
SI - Silla Izquierda

24 Kg. 44 Kg. 64 Kg.

GRAFICA 5

entran en contacto.

Son las sillas libres, las que bilateralmente se ven sometidas a la casi totalidad de la tensión resultante de las fuerzas oclusales aplicadas.

## **6.- SISTEMA R.P.I.**

El último sistema de retención analizado es el complejo retentivo R.P.I., y sus valores absolutos de concentración de tensiones se ve reflejado en la (Tabla 6) (Gráfica 6).

Cuantitativamente, los valores absolutos obtenidos son elevados, tanto a nivel de los caninos 3.3 y 4.3 como a nivel de los respectivos extremos distales libres.

Las tensiones reflejadas en la silla libre superan moderadamente a las registradas en los dientes de apoyo, y como en el resto de los sistemas predominan en la hemiarcada derecha, si lo comparamos con la hemiarcada izquierda.

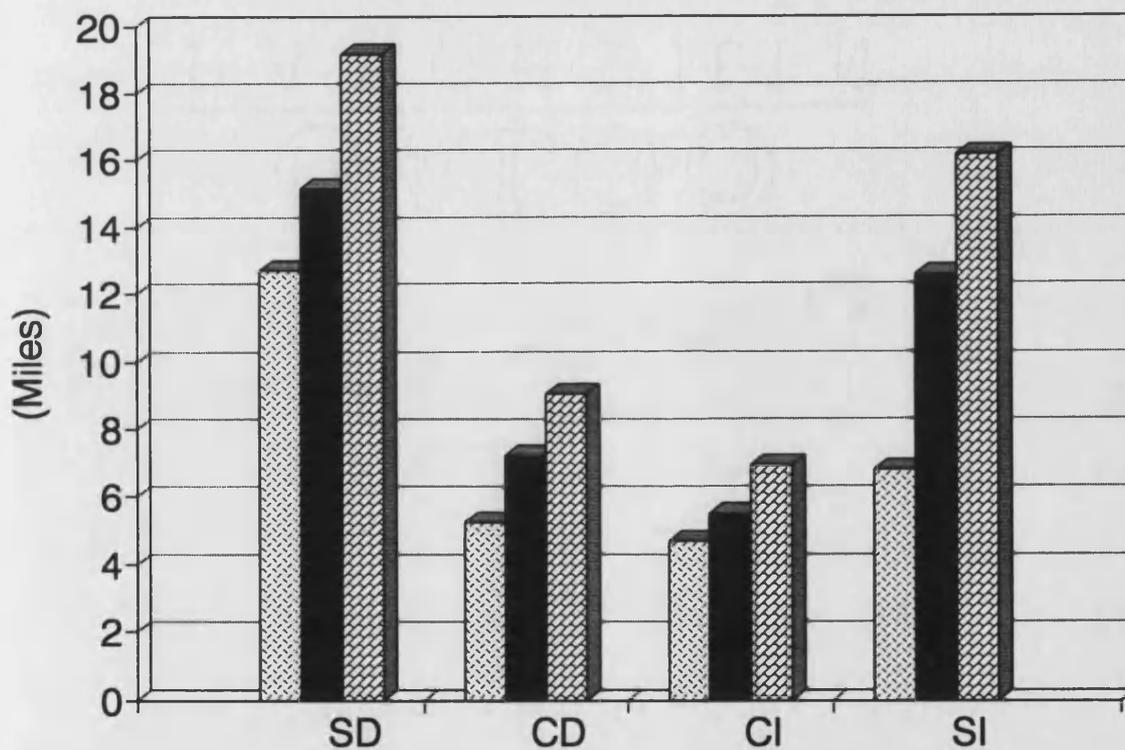
<b>SISTEMA R.P.I.</b>				
<b>SD</b>	<b>CD</b>	<b>CI</b>	<b>SI</b>	
12702	5240	4668	6778	<b>24 Kg.</b>
15140	7227	5509	12569	<b>44 Kg.</b>
19174	9029	6932	16140	<b>64 Kg.</b>
47017	21496	17109	35487	<b>SUMAS</b>

SD - Silla Derecha      SI - Silla izquierda

CD - Canino Derecho      CI - Canino Izquierdo

**TABLA 6.** Valores obtenidos para el sistema de retención R.P.I.

# SISTEMA R. P.I.



SD - Silla Derecha  
CD - Canino Derecho  
CI - Canino Izquierdo  
SI - Silla Izquierda

24 Kg. 44 Kg. 64 Kg.

GRAFICA 6

La distribución de las tensiones aumenta de manera gradual y proporcional a las fuerzas oclusales aplicadas de 24, 44 y 64 Kg. . Inicialmente nos haría pensar en un sistema de retención del tipo de los rompiefuerzas, pero observamos que los valores obtenidos son sorprendentemente altos tanto a nivel de la silla como de los caninos. Es decir, ninguna de la dos interfases se ve aliviada de tensiones en favor de su homóloga en la misma hemiarcada.

Este mecanismo de acción sería atribuible al efecto de tracción hacia distal que realizaría el tope oclusal, alojado en el lecho mesial labrado en la cara lingual del canino. Ello lo confirma el hecho de que las concentraciones de tensión alrededor de la raíz del canino, se localizan en toda la cara distal de ésta.

# ***ANALISIS COMPARATIVO ENTRE SISTEMAS DE RETENCION***

## ***ANALISIS COMPARATIVO A NIVEL DE LOS CANINOS***

Estudiando comparativamente los valores obtenidos por el conjunto de sistemas, comprobamos que el comportamiento es similar para ambos caninos localizados en hemiarquadas distintas.

(Tabla 7) (Gráficas 7 y 8).

Encontramos tres sistemas que, a este nivel, se comportan cuantitativamente de forma similar; éstos son el complejo retentivo R.P.I., el sistema Gerber y las coronas telescópicas.

Aunque la diferencia entre ellos es poco significativa, globalmente es el complejo R.P.I. el que mayor concentración de tensión aplica a los caninos, seguido por el sistema de coronas telescópicas y el

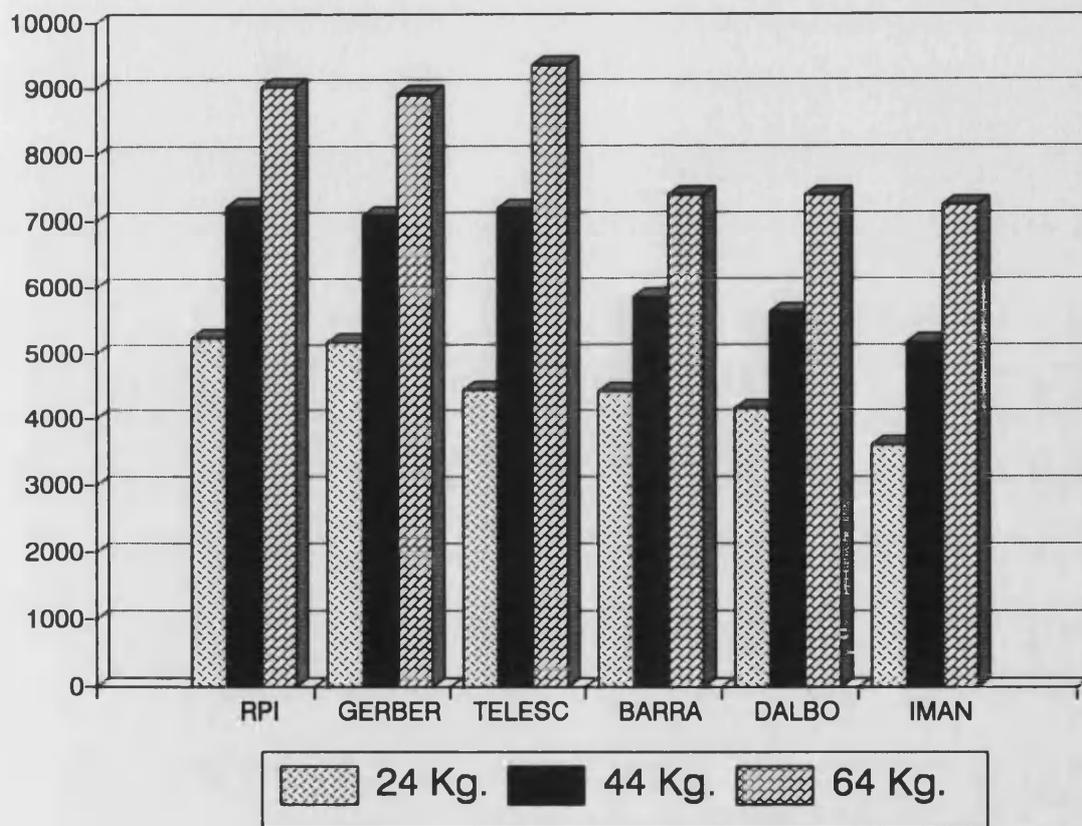
R.P.I	GERBER	TELESC	BARRA	DALBO	IMAN	
5240	5154	4434	4412	4151	3623	CD 24
7227	7083	7193	5841	5625	5168	CD 44
9029	8923	9362	7393	7386	7235	CD 64
21496	21160	20989	17646	17162	16026	SUMAS
R.P.I	TELESC	GERBER	BARRA	DALBO	IMAN	
4668	3746	3987	3459	3626	3468	CI 24
5509	5570	4286	4544	3888	3609	CI 44
6932	6904	7602	5987	6223	4417	CI 64
17109	16220	15875	13990	13737	11494	SUMAS

CD = Canino derecho. CI = Canino izquierdo.

24, 44, 64 = Kg. de peso aplicados.

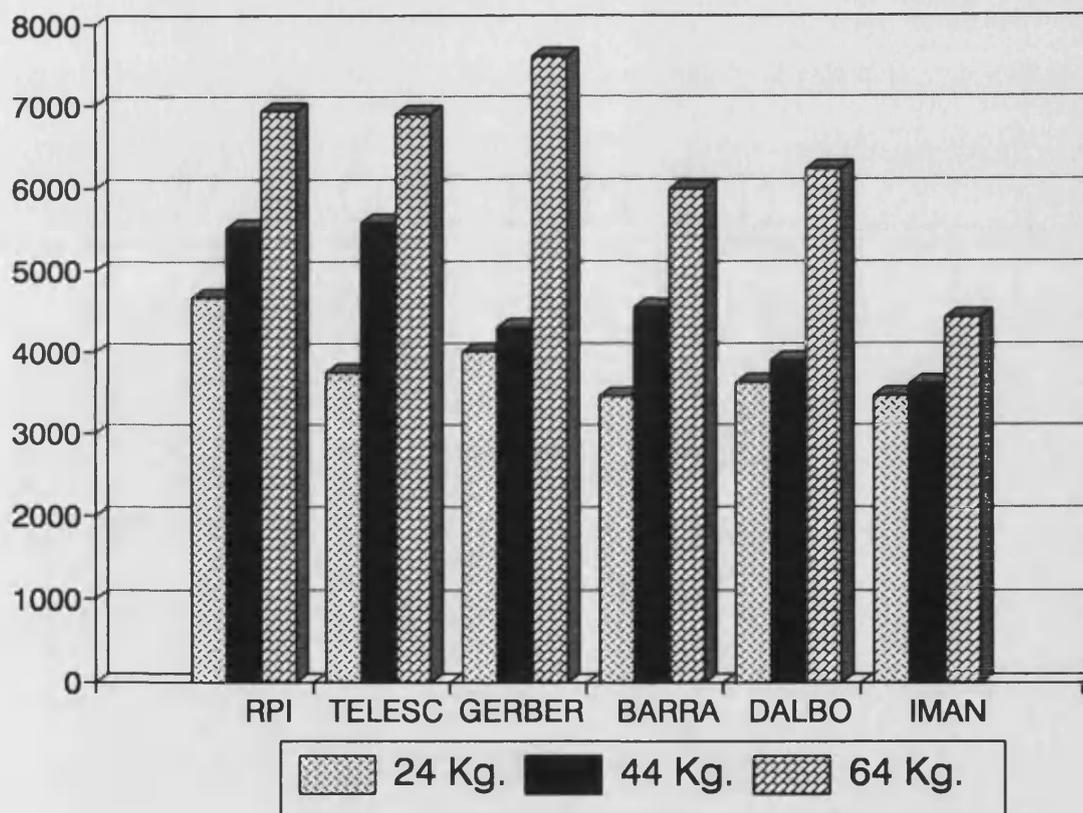
**TABLA 7.** Valores obtenidos a nivel de los caninos  
derecho e izquierdo.

# CANINO DERECHO



GRAFICA 7

# CANINO IZQUIERDO



GRAFICA 8

sistema Gerber. A estos dos últimos sistemas les caracteriza su tendencia a la rigidez, con lo que podemos relacionar esta propiedad con una mayor concentración de tensiones en las raíces que retienen este tipo de sistemas rígidos.

Apreciamos también, que el complejo retentivo R.P.I. se comporta biomecánicamente como un sistema de retención rígido, cuando lo incorporamos al diseño de una sobredentadura retenida por dos dientes pilares localizados en un mismo plano.

En un segundo grupo con valores cuantitativos similares, pero inferiores a los anteriormente citados, nos encontramos a los sistemas tipo barra, sistema Dalbo y sistema de retención con imanes, por este orden. Estos sistemas provocan menos tensiones sobre las raíces en las que se alojan.

Los sistemas Dalbo y barra, similares cuantitativamente, son sistemas rompefuerzas, por lo que podemos relacionar este mecanismo de acción con un alivio de concentración de tensiones para las raíces pilares.

El tercer sistema, constituido por imanes, es el que menos tensiones transmite a las raíces de soporte de todos los analizados. Ello lo podemos atribuir, más que a que se comporte como un rompiefuerzas, a que la conexión existente entre las dos partes constituyentes del sistema es altamente lábil cuando se ve sometida a fuerzas oclusales de cierta consideración. La transmisión de fuerzas que apreciamos, son las normales que se producen por el apoyo entre dos pequeñas superficies planas cuando se ven sometidas a las fuerzas oclusales.

## ***ANALISIS COMPARATIVO A NIVEL DE LOS EXTREMOS DISTALES LIBRES O SILLAS***

El análisis comparativo entre sistemas a nivel de los extremos distales libres, nos vuelve a mostrar una agrupación de valores en dos sectores.

(Tabla 8) (Gráficas 9 y 10).

Un primer sector con tres sistemas que se caracterizan por tener valores absolutos cuantitativamente muy similares y que son por orden de

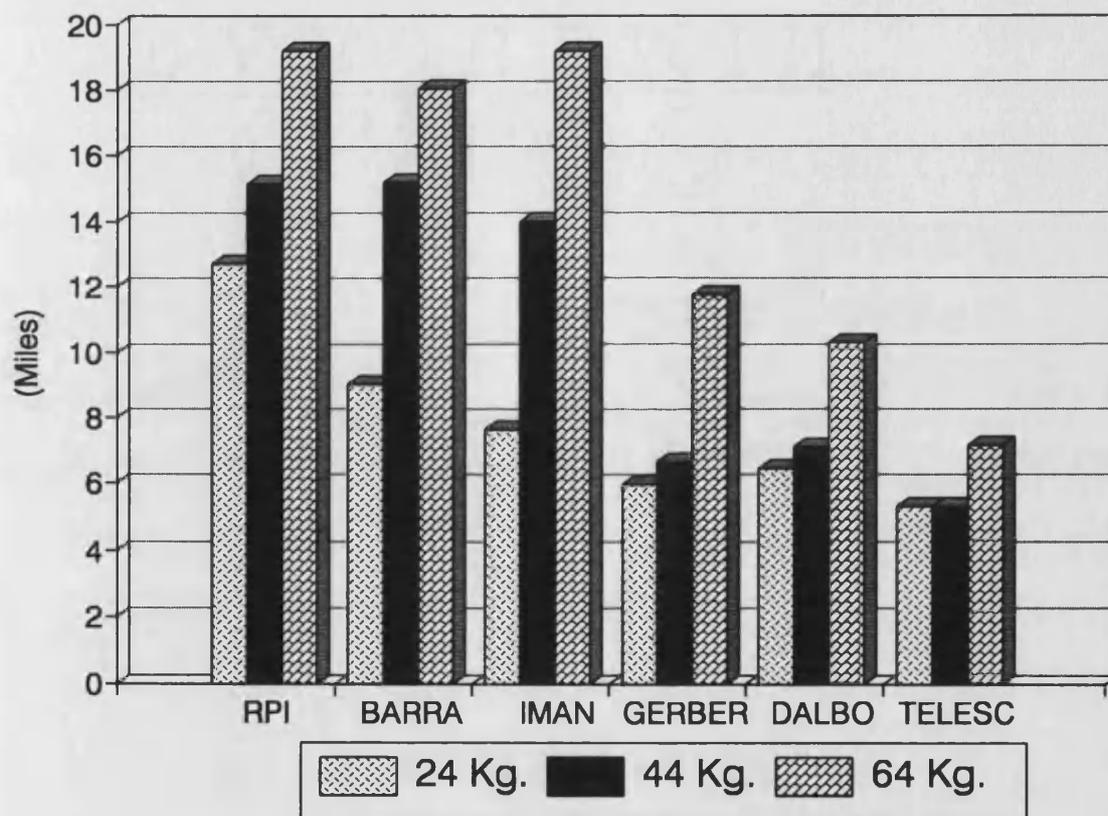
R.P.I	BARRA	IMAN	GERBER	DALBO	TELESC	
12702	9014	7626	5988	6474	5292	SD 24
15140	15187	13999	6660	7135	5295	SD 44
19175	18045	19190	11731	10285	7156	SD 64
47017	42246	40815	24379	23894	17743	SUMAS
R.P.I	BARRA	IMAN	DALBO	GERBER	TELESC	
6778	8196	7284	4704	5034	3996	SI 24
12569	9607	9594	8317	6280	4128	SI 44
16140	13641	13718	10341	8833	6138	SI 64
35487	30596	23362	31444	20147	14262	SUMAS

SD = Silla derecha. SI = Silla izquierda.

24, 44, 64 = Kg. de peso aplicados.

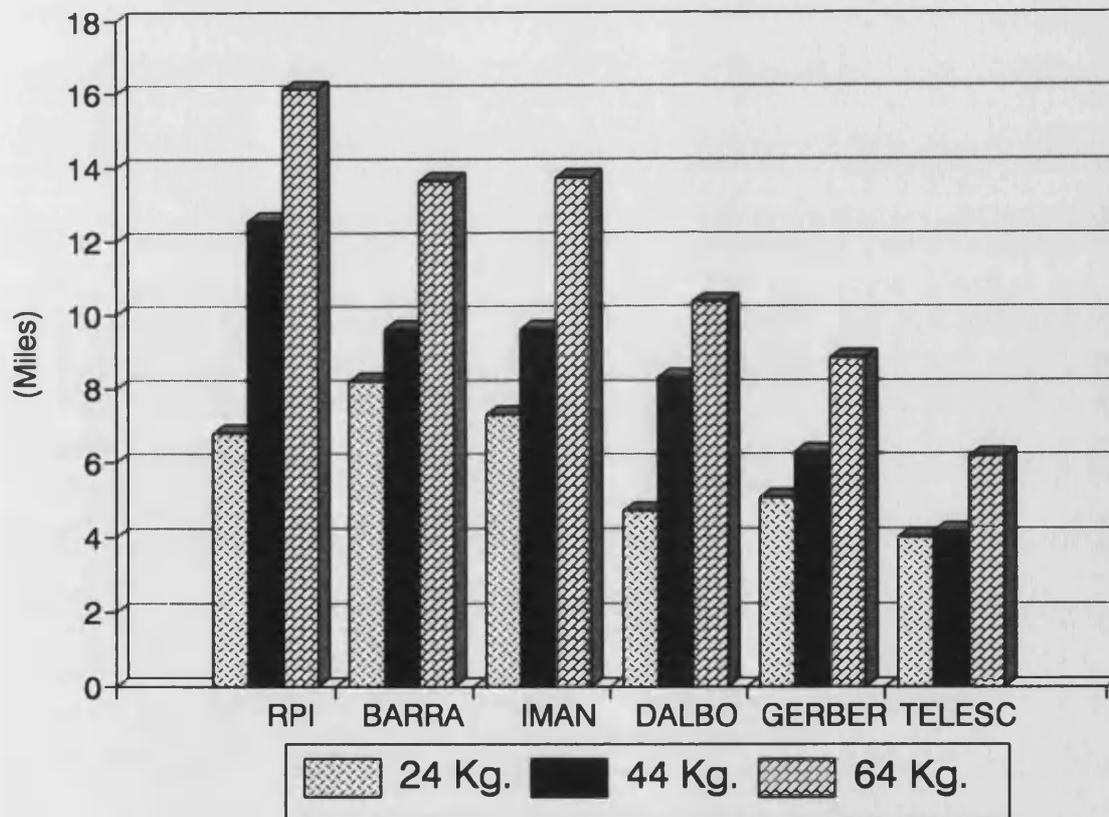
**TABLA 8.** valores obtenidos para las sillas libres derecha e izquierda.

# SILLA DERECHA



GRAFICA 9

# SILLA IZQUIERDA



GRAFICA 10

mayor a menor: El complejo retentivo R.P.I., el sistema de barra y el sistema de imanes.

Observamos que, a excepción del complejo retentivo R.P.I., son los sistemas que más liberaban a las raíces pilares de concentración de tensiones a su alrededor, los que mayor tensión concentran en las sillas libre. Ello demuestra, claramente, su efecto rompiefuerzas o distribuidor de tensiones entre los dos segmentos que entran en el juego de la biodinámica del sistema.

Llama poderosamente la atención el complejo retentivo R.P.I., que habiendo sido el sistema que más tensiones concentraba en los dientes pilares, sigue siendo el sistema que más concentra tensiones también en las sillas. Ello podría explicarse por el peculiar diseño que conlleva su integración en una sobredentadura.

El segundo sector con valores parecidos, pero cuantitativamente menores que los del primer sector, está constituido por orden decreciente por: Sistema Dalbo, sistema Gerber y sistema de coronas telescópicas.

Volvemos a apreciar, que son los sistemas que más tensiones concentraban en las raíces pilares, los que más liberan a los extremos distales libre de tensión bajo las bases protésicas. El sistema Gerber y las coronas telescópicas, por su característica de rigidez, son poco capaces de desviar tensiones desde la raíz donde se anclan hacia la silla libre.

El sistema Dalbo queda en una zona intermedia con las mejores características de efecto rompiefuerzas.

El análisis global de los resultados obtenidos mediante un modelo experimental fotoelástico, nos informa acerca del comportamiento biomecánico de los distintos grupos de sistemas de retención utilizables para la construcción de sobredentaduras. Los datos así obtenidos podrán tenerse en cuenta a la hora de realizar nuestros diagnósticos y planes de tratamiento a nivel clínico, tras ser previamente sometidos a la discusión pertinente.

# ***DISCUSSION***

## ***DISCUSION DEL METODO***

Debido a la compleja geometría y fisiología de la mandíbula humana y de las estructuras dentales y orales, la mayoría de los estudios biomecánicos deben realizarse *in vitro*.

Teniendo en consideración las limitaciones de un estudio *in vitro*, que puede o no reproducir las condiciones desarrolladas *in vivo*, podemos afirmar que es posible hacer interesantes observaciones a partir de dicha experimentación. (KO, 1986).

Son principalmente dos los factores que nos deben impedir la extrapolación directa de los datos obtenidos de nuestra experimentación *in vitro*, a la aplicación clínica:

\*Por un lado, los materiales biológicos como dentina, ligamento periodontal y hueso son anisotrópicos<sup>1</sup> y no homogéneos, exhibiendo normalmente relaciones tensión deformación no lineales. (THRESHER, 1973). En cambio, en la experimentación *in vitro*, los materiales

---

<sup>1</sup> Isotropía: Propiedad que tiene un cuerpo para presentar las mismas propiedades mecánicas en todas las direcciones del espacio.

tratados son idealizados como isotrópicos, homogéneos y elásticamente lineales.

\*Por otro, la ausencia de una buena caracterización de los datos que tipifican a los materiales biológicos, limita su utilización.

Cualquier técnica que utilice modelos debe ser interpretada en los términos de su propia metodología, con sus ventajas y limitaciones. (DEMPSTER, 1963). Sin embargo, el sistema de modelos de ninguna manera invalida los resultados comparativos encontrados con situaciones diversas de carga y tratamientos restaurativos. (HOOD, 1975).

Entre las técnicas existentes utilizadas para el análisis de tensiones y deformación, hemos seleccionado la fotoelasticimetría *quasitridimensional* porque es especialmente útil para el análisis biodinámico de estructuras que tienen una forma complicada o condiciones complejas de fuerzas tal y como las que encontramos en prótesis parcial removible y sobredentaduras. (FARAH, 1979).

El análisis fotoelástico de tensiones es un método excelente para racionalizar el diseño de estructuras protésicas, pudiéndose modificar éste de acuerdo a la distribución de tensiones por nosotros buscada. Ya en 1965, DURELLI, realizaba modificaciones del diseño de los armazones metálicos de sus prótesis parciales removibles en relación con los resultados obtenidos con el análisis fotoelástico de las tensiones que de él se derivaban.

Aunque el método fotoelástico es un método versátil para el análisis de tensiones, no es muy sensible, y por ello el incremento de fuerzas aplicadas debe tener unos intervalos amplios, para poder apreciar variaciones en la concentración de tensiones. (MacGREGOR, 1983).

El método de interpretación visual de los matices de colores utilizado en la actualidad es una técnica subjetiva. La interpretación visual tiene sus errores. (KUSKE, 1974). Por ello, y gracias al avance extraordinario que ha sufrido la informática en el campo de las aplicaciones Multimedia (tratamiento de la imagen), la hemos incorporado en el análisis de las imágenes obtenidas. Mediante una cámara de televisión, podemos ver nuestra fotografía en la pantalla del monitor y capturarla mediante nuestro *software* para ser analizada con sumo detalle. Podemos llegar a valorar

hasta 256 gamas de grises, imperceptibles al ojo humano.

No hemos encontrado, hasta el momento, ninguna información bibliográfica que haga referencia a su utilización en el campo de la fotoelasticidad, si en cambio en el de la Medicina y Odontología. (MARTINEZ, 1991).

La validez de los resultados depende de la relación morfológica que exista entre el modelo fotoelástico y la estructura original que se intenta representar. (TANNER, 1972).

MAHLER Y PEYTON, 1955 establecen que cuando el modelo es representativo del prototipo, las tensiones internas en el modelo serán similares a aquellas existentes en la estructura original si no se excede el límite elástico, y si el original es un material isotrópico homogéneo. De hecho, ocurre que la sustancia dentaria no es ni homogénea ni isotrópica, lo que constituye una limitación. Estos autores afirman, que sería presuntuoso una comparación directa de las tensiones halladas en el modelo, con la oclusión del paciente.

El ligamento periodontal simulado no está unido al modelo fotoelástico ni al diente, por lo que no pueden

generarse tensiones de tracción. Solo las tensiones de compresión se observan en el modelo. (MEHTA, 1976).

HAYASY (1975) ha demostrado que la configuración de la raíz afecta directamente a la distribución de las tensiones. Sin embargo, FARAH (1971) afirma que la magnitud de las tensiones depende de la cantidad de soporte radicular.

No obstante, aunque los modelos de las estructuras dentales no eran una exacta representación de la situación clínica, los resultados obtenidos pueden tener implicaciones clínicas significativas. Sólo los hallazgos clínicos pueden confirmar las predicciones hechas por el método fotoelástico. (YANG, 1991).

BRODSKY (1975) demuestra la correlación directa que existe entre los modelos fotoelásticos y los especímenes histológicos. En aquellas zonas en las que el modelo fotoelástico presentaba alta concentración de tensiones, se observaron evidentes signos de hialinización en el material histológico.

GLICKMAN (1970) afirma que el examen histológico reveló destrucción ósea en la misma localización donde aparecía mayor concentración de tensiones en el modelo experimental. El análisis fotoelástico utilizando un modelo experimental constituye un método útil para

seguir las fuerzas oclusales desde la superficie del diente hasta los tejidos periodontales de soporte. Revela tensiones internas que son directamente responsables de los cambios tisulares periodontales atribuidos a las fuerzas oclusales.

La aplicación de la fotoelasticidad al análisis de las tensiones internas en el periodonto, depende, entre otros factores, de la fidelidad con la que el modelo experimental reproduzca la relación diente-periodonto y de la capacidad para simular las fuerzas sobre las cúspides, tal y como ocurre *in vivo*.

Los ensayos de laboratorio no pueden reproducir las variables de la boca humana y la complejidad de las diferentes técnicas clínicas para cada situación individual. Pero sin los ensayos de laboratorio las técnicas prostodóncicas nunca mejorarían.

La experiencia clínica aislada no es suficiente documentación para determinar si un diseño prostodóncico es o no correcto. La investigación a nivel de laboratorio es necesaria para analizar y comprender las fuerzas creadas por las prótesis removibles, mientras que los estudios clínicos son esenciales para evaluar el conjunto de los efectos de las prótesis sobre los tejidos orales.

## ***DISCUSION***

### ***DE LOS RESULTADOS***

En condiciones normales, son los seis dientes anteriores mandibulares, y a menudo los primeros premolares, los que permanecen más frecuentemente en la cavidad oral, después de haber sido extraídos todos los demás dientes. En muchas ocasiones, a esta situación se asocia una movilidad de los incisivos mandibulares junto a un estado periodontal precario, que aconseja la extracción de los mismos.

Sin embargo los caninos, con raíces de mayor tamaño, permanecen. Debido a la pérdida de soporte óseo y al trauma que ocasionan al proceso alveolar antagonista, es generalmente aconsejable reducir la proporción corono-radicular de estas piezas remanentes.

Una vez alcanzada esta situación, pueden utilizarse varias modalidades de tratamiento asociados a las sobredentaduras, para restaurar estos caninos remanentes como dientes pilares:

- El menos complicado requiere la colocación

de una amalgama en la porción incisal del canal pulpar.

▪ Otra posibilidad consiste en la construcción de una cofia con espiga colada que recubre la porción expuesta de la raíz residual.

▪ Una tercera variedad de diseño requiere la realización de un receptáculo en el interior de la raíz residual, incorporando la porción retentiva en la superficie tisular de la sobredentadura. (Zest Anchor)

▪ Un cuarto método para obtener retención y estabilidad es la utilización de espigas con cofia coladas y ferulizadas por una barra soldada a los colados. (Dolder, Gilmore, Hader-bar ).

▪ El último método se construiría incorporando un receptáculo en la cara tisular de la sobredentadura, y la porción retentiva en la estructura dentaria. (Ceka, Dalbo, Gerber, Bischof-Dosenbach ).

En todos estos métodos, los dientes pilares y el proceso alveolar edéntulo se reparten las fuerzas de oclusión en diferentes proporciones.

El propósito de este estudio es comparar las fuerzas que afectan a las estructuras de soporte adyacentes a las raíces residuales y a los extremos distales libres en relación al sistema de retención empleado.

Las fuerzas masticatorias que actúan sobre las sobredentaduras, son soportadas por la mucosa, el hueso y el periodonto, pero la distribución de estas fuerzas depende de muchas variables a menudo desconocidas.

El diseño de una sobredentadura es problemático debido a las diferentes cualidades de los tejidos de soporte. La porción anterior de la prótesis es soportada por un diente pilar y la posterior por el mucoperiostio que recubre el proceso alveolar.

Durante la función, es inevitable la aparición de movimientos de rotación de la prótesis, debido a los diferentes tejidos de soporte. Este movimiento debe ser considerado en el diseño de la prótesis. (GUTMAN, 1982).

La principal premisa del tratamiento con sobredentaduras consiste en transferir fuerzas oclusales a lo largo del eje longitudinal del diente de soporte, para minimizar el torque horizontal, y permitir una situación óptima para el ligamento

periodontal. Aún cuando puede regularse la cantidad de movimiento que se produce en la silla libre, siempre se ejercen fuerzas torsionales sobre los dientes pilares.

Es importante conocer cómo se distribuyen las tensiones en una Prótesis Parcial removible, no sólo por el éxito o fracaso de la prótesis, sino también buscando la preservación de los tejidos remanentes sanos de la boca. En definitiva una de las condiciones requeridas en todo diseño en P.P.R. es el respeto hacia los tejidos orales de soporte.

A menudo, las fuerzas transmitidas por la prótesis a los dientes pilares son mayores de las que pueden tolerar, y los dientes acaban movilizándose. La mayor controversia se centra en el diseño de sistemas de retención que minimicen el movimiento de los dientes pilares durante la función. (CECCONI, 1971).

Por otro lado, sabemos que las fuerzas que no se alinean con el eje longitudinal del diente son potencialmente dañinas para éste y tienen un efecto lesivo que no tienen aquellas paralelas a dicho eje. (SANSOM, 1987).

Otros autores afirman que las fuerzas laterales son útiles en la estimulación del periodonto, pero la resistencia de éste, cuando las recibe, es de 10 a 60

veces menor con respecto a las fuerzas verticales. (ERICK, 1987).

Las fuerzas oclusales empleadas en nuestro estudio oscilan entre los 24 Kg. y los 64 Kg. No encontramos, en los estudios realizados por otros autores, fuerzas de cantidad tan elevada como 64 Kg. Justificamos su aplicación basándonos en el hecho de que todos los estudios fotoelásticos se realizan con fuerzas estáticas por necesidades del método, mientras que en condiciones naturales las fuerzas dinámicas producen dos veces más tensión que la fuerza estática equivalente.

Factores como la amplitud de las cúspides, la intercuspidadación entre ambas arcadas, la angulación del diente y las fuerzas dinámicas son difíciles de simular. (GRANATH, 1963).

Creemos adecuado, aún con el riesgo de sobrepasar el límite elástico del modelo, observar la distribución de tensiones en estas situaciones límite.

Resaltamos que el aspecto más importante del ensayo, lo constituye el modo en que se distribuye la fuerza oclusal entre el diente pilar residual y el proceso alveolar posterior, en relación con el diseño del sistema de retención empleado.

Para BERGMAN (1987), si los pacientes portadores de una prótesis removible mantienen un control de placa adecuado y las prótesis son revisadas periódicamente, las fuerzas transmitidas a los dientes pilares no parecen inducir daño periodontal. Los resultados proporcionados por este autor hacen referencia a aspectos de higiene periodontal y sobre la base de un diseño protésico correcto.

Si el recubrimiento del margen gingival es inevitable (como ocurre en las sobredentaduras), debe establecerse un ligero alivio de la zona, y revisar periódicamente al paciente para prevenir daños periodontales.

La ferulización de los dientes pilares con marcada reabsorción ósea, se recomienda como complemento al tratamiento periodontal.

CECCONI afirma que " el diseño de una prótesis removible con extensiones distales libres puede ser considerado como el enigma de la prótesis dental ", porque ésta se debe apoyar sobre elementos de naturaleza y propiedades diferentes.

Los resultados son suficientemente alentadores para proponer la repetición de las series de estudios.

Las principales variables que deben ser cuidadosamente controladas en futuros trabajos son el ajuste de las sillas sobre la supuesta mucosa, el ajuste de las bases sobre los modelos y la compresibilidad de las mucosas.

Hay algunos criterios deseables en lo que se refiere a las fuerzas transmitidas por la prótesis a las estructuras de soporte:

- ▶ Es mejor que las fuerzas se dirijan a lo largo del eje longitudinal de los dientes pilares a que produzcan una cantidad excesiva, o no, de torque.
- ▶ Es beneficioso que las fuerzas oclusales se repartan entre los dientes pilares y los extremos distales o mesiales libres con apoyo mucoso.
- ▶ Cualquier diseño de sobredentadura que conlleve a una reducción de la tensión sobre las estructuras de soporte y a un reparto de las fuerzas oclusales tendrá como resultado un mejor pronóstico.

Se deduce de estos estudios que el incremento de retención tiene como resultado un aumento de la concentración de tensiones en el diente pilar de soporte. Este efecto no necesariamente es nocivo o va en detrimento de las estructuras de soporte si la distribución de las fuerzas es correcta.

Las características y el comportamiento en la distribución de fuerzas debe tenerse en cuenta a la hora de elegir el anclaje para una sobredentadura. Hay otras consideraciones que también son importantes:

La experiencia en la utilización por parte del técnico de laboratorio de un anclaje determinado es esencial para un éxito completo.

Debe considerarse el tiempo empleado para la sustitución del anclaje y el rebasado de la prótesis.

Los dientes pilares, cuando soportan una sobredentadura o cualquier prótesis con extremos distales libres, soportan grandes fuerzas horizontales, verticales y de torque para mantener el soporte

alveolar. (DOLDER, 1978 ).

McCRACKEN (1956) demostró que cuando utilizaba rompiefuerzas se encontraba con la paradoja de una mayor movilidad en los dientes pilares en comparación con los casos solucionados mediante un anclaje rígido. La explicación era que al permitir mayor libertad de movimiento a la base se induce una mayor presión sobre el hueso subyacente con la consiguiente osteolisis del mismo. Aumenta el efecto de palanca sobre los dientes pilares al perderse la adaptación entre la base y la mucosa. El autor concluye que sólo la carencia de conceptos justifica el preferir un anclaje lábil a uno rígido. En nuestro estudio no podemos matizar o decantarnos tan claramente por un tipo de anclaje en concreto, ya que creemos que cada situación clínica puede requerir un tratamiento distinto, como veremos posteriormente.

Para RODRIGUEZ (1989), la decisión de emplear un anclaje rígido o uno lábil vendrá condicionada por la posibilidad o habilidad para obtener una impresión y un modelo que nos permita construir sobre él una base protésica perfectamente adaptada, evitándose así el efecto palanca. No obstante, los anclajes rígidos quedan contraindicados cuando:

\*\* La longitud de la brecha edéntula sea

mayor de 30 mm.

\*\* Mucosas muy resilentes.

\*\* Rebordes alveolares muy reabsorbidos.

\*\* Condiciones periodontales malas o precarias.

En el síndrome combinado, (descrito en el primer capítulo), el daño al proceso alveolar puede prevenirse o minimizarse estabilizando el plano oclusal de los dientes posteriores. (SCHMITT, 1985). Sin embargo, la experiencia clínica demuestra que no puede estabilizarse el plano oclusal en las bases a extensión libre, debido a los fundamentos mucoperiósticos que subyacen bajo la presión de las fuerzas oclusales, lo que conlleva el fallo del tratamiento.

Podemos prevenirlo conservando raíces residuales debajo de la prótesis, en la zona maxilar anterior, para interceptar las fuerzas oclusales y preservar el proceso alveolar.

La movilidad de los futuros dientes pilares debe influir en la elección del anclaje. Sería prudente aprovechar el efecto ferulizador de una barra entre

pilares próximos y con pequeña movilidad.

Cuando la dimensión vertical sea pequeña se aconsejará la utilización de anclajes de poca altura.

Se considerará la longitud radicular cuando se use un anclaje intrarradicular.

El mayor objetivo en la elección de un sistema de retención, debe ser el conocimiento de la transmisión de tensiones de esos sistemas a los dientes pilares y otras estructuras; más que su retención y estabilidad.

Los resultados de nuestro estudio no pueden ser considerados altamente significativos, teniendo en cuenta el número limitado de ensayos. Pero se pueden hacer algunas precisiones concernientes al espinoso problema de las prótesis dentomucosoportadas.

La tensión generada a nivel del sistema retenedor tiende a repartirse entre el diente pilar y el proceso alveolar edéntulo, dependiendo de las capacidades retentivas de cada anclaje. (THAYER, 1977).

Vamos, en esta fase de la discusión, a plantear la misma a nivel de los resultados fotoelásticos obtenidos en cada uno de los sistemas de retención utilizados:

### *SISTEMA GERBER*

El sistema de retención Gerber incluye en su diseño paredes paralelas, por lo que, al no existir posibilidad de rotación entre las superficies del macho y de la hembra, se comporta de manera rígida.

Una prótesis que incluya en su diseño un extremo distal libre, y esté anclada con un sistema de retención rígido, producirá sobre el diente pilar fuerzas de cizallamiento<sup>1</sup> y momento<sup>2</sup>. Todo ello implica que cuando utilicemos dicho sistema para dos dientes pilares debemos exigir una condiciones periodontales óptimas a los pilares de anclaje. (MENSOR, 1968).

---

<sup>1</sup> Cizallamiento: Es la tensión resultante de las fuerzas aplicadas que causan un deslizamiento entre dos partes contiguas de un cuerpo en una dirección paralela a su lugar de contacto.

<sup>2</sup> Momento: Cualquier fuerza que cree una rotación alrededor de un punto dado.

Los casos clínicos en los que conservamos más de dos dientes de apoyo, tendrán un pronóstico más favorable utilizando un sistema rígido. Ello es debido a que al existir más de dos ejes de rotación creamos un plano de sustentación de la prótesis que va a limitar la rotación de la misma hacia los extremos distales libres existentes. (MYERS, 1986,1989).

El anclaje Gerber es similar en altura al Ceka y al Bischof-Dosenbach, siendo necesario para dichos sistemas una altura algo mayor que para otros sistemas. Hemos de valorar con meticulosidad la dimensión vertical del paciente sobre el que planifiquemos la instalación de dichos sistemas de retención. (THAYER, 1980).

Existe una variación del sistema Gerber que incluye un muelle que añade un cierto grado de resiliencia vertical al anclaje, lo que conlleva una reducción de la tensión sobre las estructuras de soporte. No obstante, este efecto es de corta duración ya que el efecto del muelle desaparece en un corto plazo de tiempo, y se convierte en un sistema rígido. Por otro lado, el efecto de resiliencia vertical produce a nivel del proceso alveolar una rápida reabsorción ósea. (WARREN, 1975).

El análisis fotoelástico nos muestra que la

concentración de tensiones se efectúa principalmente en la zona apical, como hemos podido comprobar en nuestra experimentación. Estos resultados coinciden con los de WARREN (1975), quien realizó ensayos similares con el sistema Bischof-Dosenbach, de diseño semejante al Gerber, observando la misma distribución apical de las tensiones. A nivel de las sillas libres la concentración de tensiones es reducida, lo que es óptimo cuando estos procesos no sean favorables.

THAYER (1979), también mediante técnicas fotoelásticas, compara el sistema Ancrofix con los sistemas Gerber y Rotherman, comprobando una mejor distribución de fuerzas entre el diente pilar y el extremo distal libre, quizás debido a su diseño más resilente.

Nosotros consideramos que este sistema está indicado cuando el paciente presenta más de dos pilares y nuestro fin es orientar la sobredentadura hacia un concepto dentosoportado y no dentomucosoportado. Si existen dos únicos pilares, sólo lo utilizaremos si éstos presentan unas condiciones periodontales muy favorables y nuestra intención es preservar de carga a los extremos distales libres, debilitados por una reabsorción ósea muy acusada.

## *SISTEMA DE CORONAS TELESCOPICAS*

WARREN (1975) comparó tres diseños convencionales de sobredentaduras retenidas por sistemas telescópicos construidos sobre dientes tratados endodóncicamente:

- ◆ Con restauraciones de amalgama colocadas en la porción coronal del diente.
- ◆ Con cofias de oro convencionales.
- ◆ Con cofias de oro con concavidad central.

El primer diseño mostró una menor cantidad de tensión sobre los dientes pilares, comparando los tres sistemas. Sobre el extremo distal, los tres presentaron la misma concentración de tensiones.

Este tipo de diseño con restauración de amalgama es el mejor para una uniforme distribución de las fuerzas oclusales sobre las estructuras remanentes, sin embargo ofrece menos retención efectiva y estabilidad que otros diseños. El gran inconveniente que encontramos al sistema es la escasa protección que ofrece la restauración de amalgama sobre la porción de diente expuesta, con la consiguiente aparición de caries recurrentes que hacen dudoso el pronóstico del

diente pilar.

Una mayor cantidad de tensión sobre los dientes pilares se produce en los tratamientos con cofias de 2 mm. de altura, ya que el incremento de retención y por tanto de estabilidad redunda en un incremento de tensión sobre las estructuras de soporte. En las cofias telescópicas cónicas las tensiones se multiplican por cinco, aunque se observa siempre que las concentraciones de tensión se localiza apicalmente proporcionando una uniforme distribución de las fuerzas oclusales.

La concavidad central del tercer diseño sólo tiene como resultado un incremento de la estabilidad, aumentando ligeramente la concentración de tensiones sobre el diente pilar.

Las P.P.R. con coronas telescópicas y extremos distales libres transmiten menos tensión a la región edéntula y sobre los dientes pilares las fuerzas son más equitativas. (PEZZOLI, 1986). A su vez, las tensiones a nivel de la silla libre se concentraban en distal de los pilares y no en distal de la silla libre. Este sistema de retención es el que mejor distribuye las fuerzas oclusales.

En el modelo experimental por nosotros utilizado

las diferencias entre los diversos sistemas es más significativa cuando las fuerzas oclusales aplicadas son de intensidad baja y moderada (24 y 44 Kg.), apreciándose diferencias menos significativas cuando aplicamos fuerzas de gran intensidad (64 Kg.), que se aproximan al límite elástico de los modelos.

La utilización de coronas telescópicas, por tanto, estará especialmente indicada cuando existan tres, cuatro o cinco dientes pilares con estado periodontal no afectado y escasa movilidad.

En los trabajos clínicos, no obstante, se ha podido apreciar que la utilización de sistemas de retención telescópicos reduce la movilidad dentaria previa existente en dientes ligeramente afectados periodontalmente. (GASCON, 1986-1989). Ello podemos atribuirlo a la distribución axial de las fuerzas que se realiza con este sistema, y a la distribución apical de las tensiones resultantes.

Los procesos alveolares que presenten reabsorciones severas a nivel de los extremos distales libres, se verán altamente favorecidos por este tipo de anclaje al verse liberados en un alto grado de fuerzas oclusales, ya que han sido distribuidas hacia los dientes pilares. Ello ayudará a moderar su reabsorción ya avanzada. Por otro lado, al controlar y reducirse el

proceso de reabsorción ósea con respecto a otros sistemas menos rígidos, serán menos necesarios los controles periódicos para proceder al rebasado de las bases protésicas. Ello nos da una cierta tranquilidad clínica a la hora de hacer un seguimiento a pacientes que bajo su responsabilidad descuidan por largos períodos de tiempo sus citas con el profesional. (GASCON, 1989).

## *SISTEMA DALBO*

La función de un sistema rompiefuerzas consiste en reducir el torque sobre el diente pilar sobre el que se ancla. El sistema Dalbo cumple esta función al completo. Las fuerzas se transmiten a lo largo del eje axial de la raíz.

Estamos de acuerdo con MENSOR (1968) en que los sistemas de bisagra (Ej: Dalbo), sólo producen cizallamiento y no momento sobre el diente pilar. Ello se deduce de los resultados que obtenemos en nuestro estudio y creemos se debe a que las superficies esféricas de contacto de ambos componentes del sistema de retención, rotan entre sí y no producen *per se* torque alguno al diente pilar.

Ahora bien, el efecto rompiefuerzas también llamado distribuidor de fuerzas hace que parte de éstas vayan dirigidas hacia los extremos distales libres, sobrecargando los procesos alveolares. Ello implica una situación más favorable para la raíz soporte, pero estará contraindicado cuando los procesos alveolares presenten una reabsorción ósea acusada. (MCGREGOR, 1980).

Observamos que el sistema Dalbo es, después de los imanes, el que más favorablemente se comporta con la

raíz de soporte. Sólo cuando la fuerza aplicada es de magnitud considerable comienzan a aparecer zonas de concentración de tensión en la superficie distal de la raíz, ya que es entonces cuando aparece el efecto de cizalla de la base protésica sobre el diente pilar, al hundirse ésta sobre la superficie mucosa. Esta situación simula la que se produce cuando un paciente sufre una reabsorción ósea de sus procesos alveolares distales y no acude a la clínica a realizarse los rebases pertinentes y periódicos. El excesivo grado de movilidad de la silla, supera el efecto rompiefuerzas del sistema de retención y es entonces cuando ésta tracciona distalmente del diente de soporte, comenzando así un proceso yatrogénico periodontal que acortará drásticamente su supervivencia.

Otro sistema de retención similar al Dalbo es el sistema Zest Anchor, pero con la particularidad de que se aloja intrarradicularmente. Llama la atención que este sistema produce más tensiones que los extrarradiculares, ya que cabría esperar que al presentar una reducción de la proporción corono radicular fuera más favorable. Podría ser debido al firme ajuste que se produce inicialmente entre el macho y la hembra y que con el uso se pierde por el desgaste de las superficies en contacto. (HIGHTON, 1983).

## *SISTEMA DE BARRA*

Coincidimos con los trabajos publicados por THAYER (1977) en que la barra Dolder aplica menos tensión a las raíces residuales y más sobre el espacio edéntulo posterior, distribuyendo así las fuerzas oclusales de una manera más favorable que el Zest Anchor u otro sistema de retención de mayor rigidez.

Las fuerzas oclusales producen sobre la barra Dolder tensiones más apicales que sobre el Zest Anchor. Puesto que estas fuerzas apicales son bien toleradas, el uso de la barra Dolder puede indicarse para raíces cortas con menos soporte alveolar. (WALTER, 1975).

El uso del Zest Anchor estará indicado con raíces largas y con un buen soporte óseo, debido a la mayor concentración de tensiones alrededor de los dientes pilares.

El conector King incluido en la barra Hader, le da a la sobredentadura una mayor rigidez, y como consecuencia aparece un mayor efecto de torque sobre el diente pilar y una concentración de tensiones menos apical. También se observa más concentración de tensión

en la silla libre cuando utilizamos una conexión King que con la barra Hader.

LA VERE (1992) comprueba que, cuando la barra describe una trayectoria en línea recta entre los dientes pilares, una fuerza masticatoria vertical provoca que la prótesis rote sobre la mitad superior redondeada de la barra y las fuerzas resultantes se dirigen a lo largo de los ejes de los dientes pilares. En cambio, si la barra es curvada en alguna dirección, una fuerza vertical sobre las superficies oclusales, tendrá como resultante una fuerza que tiende a mover y producir torque sobre los dientes pilares.

El sistema de barra está especialmente indicado en pacientes que tienen un factor óseo negativo. La barra añade resistencia y estabilidad a los caninos además de controlar y direccionar fuerzas. (McLEOD, 1982).

APPLEGATE (1965) afirma que el principal problema en la utilización de un sistema de barra es la falta de dimensión vertical suficiente para albergar el sistema.

Comprobamos fotoelásticamente que este sistema actúa de forma muy favorable para con las raíces de soporte, transmitiendo las fuerzas axialmente y concentrándolas alrededor del ápice radicular. Es lógico pensar, que este comportamiento tan favorable es

consecuencia del efecto ferulizador que realiza la barra entre ambos pilares, con el consiguiente reparto equitativo de tensiones.

El análisis a nivel de la silla libre muestra unos resultados bastante diferentes al de los dientes pilares. Como cabía esperar, la barra se comporta como un verdadero rompiefuerzas y distribuye gran parte de las fuerzas oclusales hacia el proceso alveolar. A ello también contribuye el que este sistema establece un eje de rotación muy elevado y distanciado del proceso alveolar anterior en la biodinámica de la sobredentadura; ello establece una sobrecarga funcional sobre el proceso alveolar residual distal.

De lo anteriormente expuesto, podemos deducir que el sistema de barra no estará indicado para aquellos pacientes cuyo proceso alveolar residual distal no esté conservado y presente una anatomía muy favorable, así como un triángulo retromolar amplio, de lo contrario el pronóstico será de resultados nefastos.

## *SISTEMA DE IMANES*

El sistema de retención con imanes ha sido, en este estudio, el que se ha comportado más favorablemente con los dientes pilares. Entendemos como más favorable aquella situación en la que las raíces dentarias se ven sometidas al menor número de tensiones posible. (MCDOWELL, 1982).

PEZOLLI (1986) comprueba que en sobredentaduras inferiores se observan menores niveles de tensión en las raíces pilares con retenedores magnéticos que con otros tipos de retenedores o ganchos convencionales.

Sería arriesgado conceptuar a este sistema como un verdadero rompiefuerzas, ya que no soporta o transmite más tensión de la que se transmiten entre sí las pequeñas superficies de contacto ante una fuerza vertical; siendo las sillas libres las que en verdad soportan la totalidad de las fuerzas oclusales.

La fuerza de retención de ambos componentes del imán es muy lábil ante fuerzas laterales, ya que desalojan rápidamente ambas superficies de contacto desapareciendo el efecto magnético de atracción y por

tanto la retención.

Indicaríamos la utilización de imanes en pacientes con procesos alveolares bien conservados, capaces de soportar las fuerzas oclusales que se producen en la biodinámica de una prótesis total removible. A estos pacientes les queremos ofrecer la posibilidad de mejorar ligeramente la retención y estabilidad de su prótesis, a la vez que les conservamos la sensación propioceptiva a nivel de la zona canina.

Por otro lado, estos sistemas de retención, tienen una técnica de laboratorio y clínica bastante sencilla y su costo económico no supera al de los demás sistemas analizados.

## *COMPLEJO RETENTIVO R.P.I.*

Los ganchos tipo R.P.I. se han utilizado para minimizar las tensiones de torque generadas por la aplicación de fuerzas oclusales. Estudios fotoelásticos más recientes (CLAYTON, 1971; CECCONI, 1971; THOMPSON, 1977) indican que estos ganchos no son completamente efectivos para eliminar las fuerzas de torque sobre los dientes pilares.

El complejo retentivo R.P.I. fue diseñado, al igual que otros ganchos, para que se desconectase del diente cuando las fuerzas funcionales eran aplicadas a la prótesis parcial removible (REITZ, 1984, 1985). Pero quizás su aplicación en sobredentaduras no cumple esta biodinámica y el tope oclusal ejerce un efecto no deseado de torque sobre el diente pilar. (BENSON, 1979) En efecto, si observamos las gráficas comparativas encontramos, que es el sistema R.P.I. el que mayor concentración de tensiones ejerce sobre el diente pilar, más allá de las ejercidas por los sistemas más rígidos estudiados. Estas tensiones se concentran en la cara distal de la superficie radicular, lo que pone de manifiesto el efecto de torque que suponemos debido a

la tracción que efectúa la silla libre sobre el diente pilar por medio del tope oclusal situado en mesial de los caninos. Entendemos que el diseño de sobredentadura con un complejo retentivo R.P.I. no tiene indicación.

Sorprendentemente nos encontramos con la misma sobrecarga sobre el diente que sobre el proceso alveolar distal, superando también a la de todos los demás sistemas. Ello indica que no ha existido ningún comportamiento rompiefuerzas o distribuidor de fuerzas en la biodinámica del complejo retentivo R.P.I. Tal vez, la explicación a éste hecho la debamos buscar en la no existencia de una pieza mesial.

Otros estudios realizados por THOMSON (1977), analizando siete diseños de prótesis parciales removibles usadas comúnmente, demuestran que el retenedor con barra en "I" realizaba la distribución más favorable con respecto a las fuerzas aplicadas verticalmente.

También CECCONI (1972), realiza modificaciones en la construcción de los ganchos, para así comprobar fotoelásticamente el efecto que de ello se deriva sobre el movimiento de los dientes pilares.

Cuando nos encontremos ante una situación clínica con dos caninos remanentes en el maxilar inferior, hemos de considerar las características de éstos dientes pilares (proporción corono-radicular, calidad de hueso de soporte,...), y del proceso alveolar, en cuanto a la forma y situación de la cresta, calidad de la misma y potencial de resiliencia.

Una vez valorados dichos parámetros, podemos encuadrar el caso clínico dentro de una de las cuatro Clases que hemos establecido, tras observar y someter a discusión los resultados obtenidos de nuestro ensayo fotoelástico, y que a continuación describimos, lo que nos orientará hacia el plan o pauta de tratamiento a seguir.

**CLASE I: Diente pilar resistente, proceso alveolar resistente:** Cualquier modalidad de diseño puede utilizarse en esta situación clínica, con una amplia probabilidad de éxito.

**CLASE II: Diente pilar débil, proceso alveolar resistente:** Estará indicado la utilización de rompiefuerzas para liberar a las piezas pilares de tensión. Estarán indicadas las impresiones mucoestáticas con máxima compresión mucosa, para que en reposo los sistemas de retención se desactiven si hay resiliencia vertical.

**CLASE III: Diente pilar resistente, proceso alveolar débil:** Estará indicado la utilización de sistemas de retención rígidos e impresiones mucofuncionales con ceras o pastas cinquenólicas que compriman sólo ligeramente la mucosa.

**CLASE IV: Diente pilar débil, proceso alveolar débil:** Constituye uno de los mayores problemas en prostodoncia, en donde debemos combinar las distintas técnicas para minimizar toda agresión mecánica a ambas estructuras debilitadas. En esta situación, cualquier planteamiento terapéutico tendrá un dudoso pronóstico lo que nos induce a considerar otras alternativas terapéuticas como solución para estas situaciones clínicas.

# ***CONCLUSIONES***

## **CONCLUSIONES**

Actualmente, los tratamientos realizados mediante sobredentaduras, nos ofrecen una alternativa a las prótesis completas convencionales encaminadas a mejorar la comodidad en nuestros pacientes al proporcionarles unas estructuras más estables en la cavidad oral, lo cual supone un aumento de la confianza en el tratamiento por parte del paciente portador.

Aquellos dientes residuales que tendrían una difícil y costosa restauración prostodóncica, pueden ser pilares idóneos para el soporte y retención de una sobredentadura; ésta realiza, además, un efecto de soporte y ferulización de los dientes remanentes y a su vez permite el desarrollo de una oclusión distribuida sobre un área más extensa.

Hoy en día, disponemos de numerosos tipos de ataches para aumentar la retención y estabilidad de las sobredentaduras convencionales; analizando todas las ventajas que ellos nos ofrecen, parecería lógico que los odonto-estomatólogos utilizaran con mayor asiduidad los tratamientos con sobredentaduras.

Una vez evaluados los parámetros sometidos a estudio y aplicados los métodos de estadística descriptiva habituales en Medicina y Cirugía, los resultados obtenidos nos conducen a las siguientes conclusiones:

1. - El análisis fotoelástico de tensiones se muestra como un método excelente para racionalizar el diseño de estructuras protésicas, pudiéndose modificar éste de acuerdo a la distribución de tensiones buscadas.

2. - Aunque los modelos experimentales que reproducen las estructuras dentales no suponen una exacta representación de la situación clínica, los resultados obtenidos mediante este tipo de experimentación nos sirven para analizar y comprender las fuerzas creadas por las prótesis removibles, pudiendo tener implicaciones clínicas significativas; pese a todo, deben ser los estudios clínicos, evaluando el conjunto de los efectos de las prótesis sobre los tejidos orales, los que pueden confirmar las predicciones hechas por el método fotoelástico.

3. — La tensión generada a nivel del sistema retenedor tiende a repartirse entre el diente pilar y el proceso alveolar edéntulo. El incremento de retención, a este nivel, tiene como resultado un aumento de la concentración de tensiones sobre el diente pilar de soporte. Este efecto no necesariamente es nocivo o va en detrimento de las estructuras de soporte, si la distribución de las fuerzas es correcta.

4. — La utilización de un sistema rígido (Gerber, coronas telescópicas), tendrá un pronóstico más favorable en aquellos casos clínicos en los que conservemos más de dos dientes pilares y nuestro fin sea orientar la sobredentadura hacia un concepto dentosoportado y no dentomucosoportado; ello es debido a que al existir más de dos ejes de rotación creamos un plano de sustentación de la prótesis que va a limitar la rotación de la misma hacia los extremos distales libres existentes. Si existen dos únicos pilares, sólo los utilizaremos si éstos presentan unas condiciones periodontales muy favorables y nuestra intención es preservar de carga a los extremos distales libres, debilitados por una reabsorción ósea muy acusada.

5. — La utilización de un sistema rompiefuerzas (sistema Dalbo B, sistema de barra, imanes) conlleva un comportamiento más favorable con respecto a la raíz de soporte, si lo comparamos con un sistema rígido; siendo el sistema de imanes el que ha sobrecargado menos el diente pilar, seguido por el sistema Dalbo y el sistema de barra.

6. — Los sistemas rompiefuerzas, en base a nuestros resultados, no deberían recomendarse en aquellos pacientes cuyo proceso alveolar residual distal no esté conservado y presente una anatomía muy favorable, así como un triángulo retromolar amplio, ya que de lo contrario el pronóstico podría no resultar favorable.

7. — La utilización de imanes convendría limitarse a aquellos pacientes con procesos alveolares bien conservados, capaces de soportar las fuerzas oclusales que se producen en la biodinámica de una prótesis total removible.

8. — Entendemos, según nuestros resultados, que el diseño de una prótesis parcial removible, anclada a dos dientes pilares mediante complejos retentivos R.P.I., no reporta efecto beneficioso alguno ni para el diente pilar ni para el proceso alveolar, por lo que cuestionamos su utilización con este diseño.

9. — Tras observar y someter a discusión los resultados obtenidos de nuestro ensayo fotoelástico, podemos encuadrar cada caso clínico dentro de una de las cuatro Clases que hemos establecido y que a continuación describimos, lo que nos orientará hacia el plan o pauta de tratamiento a seguir.

CLASE I: Diente pilar resistente, proceso alveolar resistente: Cualquier modalidad de diseño puede utilizarse en esta situación clínica, con una amplia probabilidad de éxito.

CLASE II: Diente pilar débil, proceso alveolar resistente: Estará indicado la utilización de rompiefuerzas para liberar a las piezas pilares de tensión. Estarán indicadas las impresiones mucoestáticas con máxima compresión mucosa, para que en reposo los sistemas de retención se desactiven si hay resiliencia vertical.

CLASE III: Diente pilar resistente, proceso alveolar débil: Estará indicado la utilización de sistemas de retención rígidos e impresiones mucofuncionales con ceras o pastas cinquenólicas que compriman sólo ligeramente la mucosa.

CLASE IV: Diente pilar débil, proceso alveolar débil: Constituye uno de los mayores problemas en prostodoncia, en donde debemos combinar las distintas técnicas para minimizar toda agresión mecánica a ambas estructuras debilitadas. En ésta situación, cualquier planteamiento terapéutico tendrá un dudoso pronóstico, lo que nos induce a considerar otras alternativas terapéuticas como solución para estas situaciones clínicas.

10.- Los resultados son suficientemente alentadores como para proponer la repetición de las series de estudios modificando variables, que deben ser cuidadosamente controladas, como son el ajuste de las sillas sobre la supuesta mucosa, el ajuste de las bases sobre los modelos y la compresibilidad de las mucosas.

# ***BIBLIOGRAFIA***

ANTE I.H. (1926).

The fundamental principles of abutments.

Mich. State Soc. Bull. 8:14-23.

APPLEGATE O.C.

Essentials of removable partial denture  
prosthesis.

3ª edición. Philadelphia: WB Saunders Co, 1965.

ARDLEY N., MATTHEWS R.

Física. Materia. Atomos. Energía.

Plaza & Janés editores, S.A. Barcelona 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 retorative techniques.

J. Prosth. Dent. 61:535-543.

AVIV I., BEN-HUR Z., CARDASH H.S. (1989).

An analysis of rotational movement of asymmetrical  
distal-extension removable partial dentures.

J. prosth. Dent. 61:211-214.

AVRIL J. (1978).

Encyclopedie vishay d'analyse des contraintes.

1ª edición. Vishay-Micro mesures 74. Paris.

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.

BAZIRGAN M., BATES J.F. (1986).

Preliminary study of a method of measuring removable partial denture abutment tooth movement in vitro and in vivo.

J. Prosth. Dent. 56:204-207.

BECERRA G., MacENTEE M. (1987).

A classification of precision attachments.

J. Prost. Dent. 58:322-327.

BENSON D., SPOLSKI V.W. (1979).

A clinical evaluation of removable partial dentures with I-bar retainers. Part I.

J. prosth. Dent. 41:246-254.

BERGMAN B. (1987).

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

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

BERGMAN B., HUGOSON A., OLSSON C-O. (1982).

Caries, periodontal and prosthetic findings in patients with removable partial dentures: A ten year longitudinal study.

J. Prosthet. Dent. 48:506-14.

BLATTERFEIN L. (1969).

The use of the semiprecision rest in removable partial dentures.

J. Prosth. Dent. 22:307-332.

BLOSS F.D. (1985).

Introducción a los métodos de cristalografía óptica.

4ª edición. Ediciones Omega S.A. Barcelona.

BOLOURI A. (1980).

Proposed treatment sequence for overdentures.

J. Prosthet. Dent. 44:247-50.

BOUCHER L.J., RENNER R.P.

Rehabilitación del desdentado parcial.

Editorial Interamericana, S.A. México 1984.

BREISACH L. (1967).

Esthetic attachments for removable partial dentures.

J. Prosth. Dent. 17:261-265.

BRILL N.(1955).

Adaptation and the hybrid-prothesis.

J. Prosthet. Dent. 5:811.

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

Root tipping: A photoelastic-histopathologic correlation.

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

BROWNING J.D., JAMESON W.E., STEWART C.D., MCGARRAH H.E. (1986).

Effect of positional loading of three removable partial denture clasp assemblies on movement of abutment teeth.

J. Prosth. Dent. 55:347-351.

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

Photoelastic visualization of orthodontic forces  
during canine retraction.

Am. J. Orthod. 65:250-259.

CARLSSON G.E. (1974).

Bite force and chewing efficiency.

Frontiers in Oral Physiology:265-292.

CECCONI B.T., ASGAR K., DOOTZ E. (1971).

The effect of partial denture clasp design on  
abutment tooth movement.

J. Prosth. Dent. 25:44-56.

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

Clasp assembly modifications and their effect on  
abutment tooth movement.

J. Prosth. Dent.27:160-167.

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

Stressbreakers and the removable partial denture.

J. Prosth. Dent. 34:145-151.

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. 69:527-539.

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

Effects of wire size, loop configuration, and gabbling on canine-retraction springs.

Am. J. Orthod. 65:58-66.

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. 62:313-319.

COLLARD E.W., CAPUTO A.A., STANDLEE J.P., TRAVERT K.C.  
(1973).

Dynamic stresses encountered in impression removal.

J. Prosth. Dent. 29:498-506.

COONEY J.P., CAPUTO A.A., TRABERT K.C. (1986).

Retention and stress distribution of tapered-end  
endodontic posts.

J. Prosth. Dent. 55:540-546.

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. 17:277-291.

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

Experimental stress analysis of dental  
restorations. Part II: Two-dimensional  
photoelastic stress analysis of crowns.

J. Prosth. Dent. 17:292-302.

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

Three-dimensional photoelastic stress analysis of  
maxillary complete dentures.

J. Prosth. Dent. 31:122-129.

CRUM R.J., LOISELLE R.J. (1972).

Oral perception and proprioception.

J. Prosthet. Dent. 28:215.

CRUM R.J., ROONEY G.E. (1978).

Alveolar bone loss in overdentures: A 5-year study.

J. Prosthet. Dent. 40:610.

CUENCA SALA E. (1986).

La encuesta de la O.M.S. sobre la salud bucodental en España. Una aproximación personal.

Archivos de Odontoestomatología. 21:15-22.

de ALBA y LEVY J.A., CHACONAS S.J., CAPUTO A.A. (1976).

Orthopedic effect of the extraoral chin cup appliance on the mandible.

Am. J. Orthod. 69:29-41.

DEMPSTER W.T., ADAMS W.J., DUDDLES R. A. (1963)

Arrangement in the jaws of roots of the teeth.

J. Am. Dent. Assoc. 67:779.

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.

DOLDER E. J., DURRER G.T.

The bar-joint denture. A practical textbook.

Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago, 1978.

DURELLI A.J.

Aplicaciones del análisis de esfuerzos.

Compañía editorial Continental, S.A. México

1968.

EICK J.D., BROWNING J.D., STEWART C.D., MCGARRAH H.E.

(1987).

Abutment tooth movement related to fit of a removable partial denture.

J. Prosth. Dent. 57:66-72.

ELCHARKAWI H.G., GOODKIND R.J., DeLONG R., DOUGLAS W.

(1988).

The effect of the resilient layer distal-extension partial denture on movement of the abutment teeth: A new methodology.

J. Prosth. Dent. 60:622-630.

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. 22:333-345.

EL-EBRASHI M.K., CRAIG R.G., PEYTON F.A. (1969).  
Experimental stress analysis of dental restorations. Part IV: The concept of paralelism of axial walls.  
J. Prosth. Dent. 22:346-353.

EL-EBRASHI M.K., CRAIG R.G., PEYTON F.A. (1969).  
Experimental stress analysis of dental restorations. Part V: The concept of occlusal reduction and pins.  
J. Prosth. Dent. 22:565-577.

EL-EBRASHI M.K., CRAIG R.G., PEYTON F.A. (1969).  
Experimental stress analysis of dental restorations. Part VI: The concept of proximal reduction in compound restorations.  
J. Prosth. Dent. 22:663-670.

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. 23:177-186.

FARAH J.W., CRAIG R.G., EDEN G.T., GROSSMAN D.G. (1988)

Two-dimensional photoelastic simulation of a castable ceramic fixed partial denture.

J. Prosth. Dent. 59:8-12.

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

Stress analysis of disjunct removable partial dentures.

J. Prosth. Dent. 42:271-276.

FENTON A.H., HAHN N. (1980)

Tissue response to overdenture therapy.

J. Prosthet. Dent. 40:492.

FERRE J.-C. (1986).

Moyens d'exploration modernes de l'ostéo-architecture mandibulaire. Techniques et résultats.

Actul. Odonto-Stom. 156:713-733.

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.

FISHER R.L., JASLOW C. (1975).

The efficiency of an indirect retainer.

J. Prosth. Dent. 34:24-30.

FITZIG S., SERFATY W., GAZIT E. (1985).

Photocclusion technique for simultaneous  
qualitative and quantitative occlusal contact  
registration.

J. Prosth. Dent. 53:413-414.

GASCON F., MÜLLER T., ALIAGA E., BADAL R., SANCHEZ M.,  
ALONSO J., GARCIA E. (1988).

Prótesis mixtas retenidas con anclajes magnéticos:  
Estado actual.

Acta Estomatolo. Valenc. 3:73-80.

GASCON F. (1989)

Comunicación personal.

GASCON F. (1986).

Coronas telescópicas hombro recto.

Tesis doctoral.

GASCON F., LABAIG C., MALABIA J., CORET C., GARRIDO A.,  
FERNANDEZ O., VILA F. (1988).

Principios dinámicos de los sistemas  
intrarradiculares de retención: Un estudio  
experimental.

Acta Estomatolo. Valenc.3:81-8.

GILLINGS B.R.D. (1977).

Intraradicular anchorage of overlay dentures using  
cobalt rare earth magnets.

Aust. Soc. Prosth. Bull. 7:27.

GILMORE S.F. (1913)

A method of retention.

J. Allied. Dent. Soc. 8:118.

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. 41:30-35.

GRABER G.

Atlas de prótesis parcial.

Salvat Editores, S.A. Barcelona 1988.

GRAF H., AEBERHARD H.J. (1974).

A method for measurement of occlusal forces in three directions.

Helv. Odontol. Acta 18:7

GRAJOWER R., STERN N. (1974).

Method for measuring impression deformations with a modified photoelastic coating technique.

J. Prosth, Dent. 31:431-434.

GRANATH L.E. (1963).

Photoelastic studies on certain factors influencing the relation between cavity and restoration.

Odontol. Revy. 14:278-293.

GUTMAN D., MINKOW B., KOST J., BEN-ARYEH H. (1982).

La mesure quantitative de l'occlusion par photoplasticité.

Actul. Odonto-Stom. 138:273-279.

GUTMAN D., MINKOW B., KOST J., CARMELI Y., BEN-ARYEH H.  
(1985).

Occlusal adjustment by photocclusionion.

J. Prosth. Dent. 53:238-243.

GUYER S.E. (1975).

Selectively retained vital roots for partial  
support of overdentures: a partial report.

J. Prosthet. Dent. 33:253-268.

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.

HELKIMO E., CARLSSON G., CORNELI Y. (1975).

Biteforce in patients with functional disturbances  
of the masticatory system.

J. Oral. Rehabil. 2:397.

HENDERSON D., SEWARD T.E. (1967).

Design and force distribution with removable  
partial dentures. A progress report.

J. Prosth. Dent. 17:350-364.

HENDERSON D., STEFFEL V.L.

Prótesis parcial removible según McCracken.

Editorial Mundi,S.A.I.C.y F. Buenos Aires. 1974.

HENSON J.L., CAPUTO A.A., TURLEY P.K. (1983).

Analysis of stress produce by a maxillary  
mouthstick prosthesis.

J. Prosth. Dent. 50:681-684.

HIGHTON R., CAPUTO A.A., MATYAS J. (1983).

Retentive and stress characteristics for  
magnetically retained partial denture.

J. Dent. Res. 62:680.

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

The interaction of a magnetically retainer denture  
with osseointegrates implants.

J. Prosth. Dent. 60:486-490.

HOOD J.A., FARAH J.W., CRAIG R.G. (1975).

Stress and deflection of three different pontic  
designs.

J.Prosth. Dent. 33:54-59.

HOOD J.A., FARAH J.W., CRAIG R. G. (1975).

Modification of stresses in bone induced by a tilted molar.

J. Prosthet. Dent. 34:415.

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

Effects of post placement on endodontically treated teeth.

J. Prosth. Dent. 62:166-172.

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

Stresses induced by endodontic stabilizers.

J. Prosth. Dent. 55:168-175.

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.

IRVIN A.W., WEBB E.L., HOLLAND G.A., WHITE J.T. (1985).

Photoelastic analysis of stress induced from insertion self-threading retentive pins.

J. Prosth. Dent. 53:311-316.

ISAACSON G.O. (1969).

Telescope crown retainers for removable partial dentures.

J. Prosthet. Dent, 22:436.

JACKSON T.R., HEALY K.W. (1987).

Rare earth magnetic attachments.

Quint. Int. 48:41-51.

JACOBI R., SHILLINGBURG (Jr.) H.T., DUNCANSON M.G. (1985).

Effect of abutment mobility, site, and angle of impact on retention of fixed partial dentures.

J. Prosth. Dent. 54:178-183.

JACOBSON T.E., KROL A.J. (1982).

Rotational path removable partial denture design.

J. Prosth. Dent. 48:370-376.

JUMBER J.F. (1981).

An atlas of overdentures and attachments.

Quintessence Publishing Co. Chicago.

KARASZ I., KÖRÖNDI L., SZABO G. (1986).

Photoelastic stress analysis on mandibular osteosynthesis.

Int. J. Oral. Maxillofac. Surg. 15:259-262.

KAY W.D., ABES M.S. (1976).

Sensory perception in overdenture patients.

J. Prosthet. Dent. 35:615.

KELLY E. (1972).

Changes caused by a mandibular removable partial denture opposing a maxillary complete denture.

J. Prosthet. Dent. 27:140-50.

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. 56:454-460.

KOTWAL K.R. (1977).

Outline of standarts for evaluation patients for overdentures.

J. Prosthet. Dent. 37:141-6.

KRATOCHVIL F.J.

Prótesis parcial removible.

Editorial Interamericana, S.A. Mexico 1989.

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

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

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

KRATOCHVIL F.J., DAVIDSON P.N., TANDARTS J.G. (1982).

Five-year survey of treatment with removable partial dentures. Part I.

J. Prosth. Dent. 48:237-244.

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. 46:21-28.

KUSKE A., ROBERTSON G. (1974)

Photoelastic Stress Analysis.

New York: John Wiley & Sons, Inc, 1974.

LANDRY K.E., JOHNSON P.F., PARKS V.J., PELLEU G.B. (1987).

A photoelastic study to determine the location of the nonrigid connector in a five-unit intermediate abutment prosthesis.

J. Prosth. Dent. 57:454-457.

LANGER A. (1980).

Telescope retainer and the clinical applications.

J. Prosth. Dent. 44:516-522.

LANGER Y., LANGER A. (1991).

Root-retained overdentures: Part I- Biomechanical  
and clinical aspects.

J. Prosthet. Dent. 66:784-89.

LANGER Y., LANGER A. (1992).

Root-retained overdentures: Part II- Managing  
trauma between edentulous rigges and opposig  
dentition.

J. Prosthet. Dent. 67:77-81.

LA VERE A.M., SMITH R.C., SARKA R.J. (1992).

Cross-arch bar splint.

J. Prosthet. Dent. 67:82-4

LEDGER E. (1856).

On preparing the mouth for the reception of a full  
set of atificial teeth.

Br. J. Dent. Sci. 1:90.

LENZ P., MERTINS H. (1978).

Untersuchungen zur prothetischen Versorgung  
alterer Patient.

Hansen, Munchen.

LOISELLE R.J., CRUM R.J., ROONEY G.E. (1972).

The physiologic basis for the overlay denture.

J. Prosthet. Dent. 28:4.

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

Photoelastic comparison of posterior denture occlusions.

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

LORD J.L., TEEL S. (1969).

The overdenture.

Dent. Clin. North. Am. 13:871.

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

Stress analysis of partial dentures.

J. Dent. 6:125-132.

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.

MacGREGOR A.R., MILLER T.P., FARAH J.W. (1983).

The support of bounded saddles.

J. Dent. 11:139-150.

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

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

J. Dent. Res. 34:831-838.

MALLAT E.

La prótesis parcial removible en la práctica diaria.

Editorial Labor, S.A. Barcelona 1986.

MANLY R.S., PFAFFMAN C., LATHROP D.D. (1952).

Oral sensory thresholds of persons with natural and artificial dentitions.

J. Dent. Res. 31:305.

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 toothwort arcade subjected to possible deforming factors.

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

McARTHUR D.R. (1986).

Canines as removable partial dentures abutments.  
Part II: Rest and undercur location for retainers.  
J. Prosth. Dent. 56:445-450.

McCARTNEY J.W. (1980).

Motion vector analysis of an abutment for a  
distal-extension removable partial denture: A  
pilot study.  
J. Prosth. Dent. 43:15-21.

McCRACKEN W.L. (1964).

Partial denture construction.  
Second edition. The C.V. Mosby Company. Saint  
Louis.

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

Force transmission by indirect retainers when a  
unilateral dislodging force is applied.  
J. Prosth. Dent. 47:360-365.

McLEOD N.S. (1977).

A theoretical analysis of the mechanics of the  
Thompson dowel semiprecision intracoronal  
retainer.  
J. Prosth. Dent. 37:19-27.

McLEOD N.S. (1982).

An analysis of the rotational axes of semiprecision and precision distal-extension removable partial dentures.

J. Prosth. Dent. 48:130-134.

MATTISON G.D. (1982)

Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts.

J. Prosth. Dent. 48:407-411.

MATTISON G.D., von FRAUNHOFER J.A. (1983).

Angulation loading effects on cast-gold endodontic posts: A photoelastic stress analysis.

J. Prosth. Dent. 49:636-638.

MEHTA N.R., ROEBER F.W., HADDAD A.W., GLICKMAN I. (1976).

Stresses created by occlusal prematurities in a new photoelastic model system.

J. Am. Dent. Assoc. 93:334.

MENSOR M.C. (1968).

The rationale of resilient hinge-action stressbreakers.

J. Prosth. Dent. 20:204-215.

MENSOR M.C. (1972).

Personal communication.

MENSOR M.C. (1973).

Classification and selection of attachments.

J. Prosthet. Dent. 20:494-497.

MENSOR M.C. (1980).

Attachments for overdentures. In overdentures

Brewer, A.A. and Morrow, R.R.

2ª Edición C.V. Mosby, St. Louis.

MONTEITH B.D. (1984).

Management of loading forces on mandibular distal-extension prostheses. Part I: Evaluation of concepts for design.

J. Prosth. Dent. 52:673-681.

MONTEITH B.D. (1984).

Management of loading forces on mandibular distal-extension prostheses. Part II: Classification for matching modalities to clinical situations.

J. Prosth. Dent. 52:832-836.

MORROW R.M., POWELL J.M., JAMESON W.S. (1969).

Tooth supported complete dentures.

J. Prosthet. Dent. 22:414.

MUSIKANT B. L., DEUTSCH A.S. (1984).

A new prefabricated post and core system.

J. Prosth. Dent. 52:631-634.

MYERS R.E., PFEIFER D.L., MITCHELL D.L., PELLEU G.B.  
(1986).

A photoelastic study of rest on solitary abutment  
for distal-extension removable partial dentures.

J. Prosth. Dent. 56:702-707.

MYERS R.E., MITCHELL D.L. (1989).

A photoelastic study of stress induced by  
framework design in a maxillary resection.

J. Prosth. Dent. 61:590-594.

NAGASAVA T., OKANE H., TSURU H. (1979).

The role of the periodontal ligament in  
overdenture treatment.

J. Prosthet. Dent. 42:12.

NAIRN R.I. (1974).

Maxillomandibular relations and aspects of  
occlusion.

J. Prosthet. Dent. 31:4,361.

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. 25:307-316.

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

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

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

OVERTON R.G., BRAMBLETT R.M. (1972).

Prostodontic services. A study of need and availability in the United States.

J. Prosthet. Dent. 27:329.

PACER F.J., BOWMAN D.C. (1975)

Occlusal force discrimination by denture patients.

J. Prosthet. Dent. 33:602.

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

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

J. Prosth. Dent. 57:281-286.

PERAIRE ARDEVOL M. (1990).

Proyecto docente.

PEZZOLI M., HIGHTON R., CAPUTO A., MATYAS J. (1986).

Magnetizable abutment crowns for distal extension removable partial dentures.

J. Prosth. Dent. 55:475-480.

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

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

J. Prosthet. Dent. 60:577-582.

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. 56:329-337.

PICTON D.C.A., WILLS J. (1978).

Visco-elastic properties of the periodontal ligament and mucous membrane.

J. Prosthet. Dent. 40:263.

POTTER R.B., APPLEBY R.C., ADAMS C.D. (1967).

Removable partial denture design: A review and a challenge.

J. Prosth. Dent. 17:63-68.

PRAT R.

La óptica.

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

PREISKEL H.W.

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

Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago 1984.

PROTHERO J.H. (1916).

Prosthetic Dentistry.

2nd. edition. Chicago Medico-Dental Publishing.

QUINLIVAN J.T. (1974).

Fabrication of a simple ball-socket attachment.

J. Prosth. Dent. 32:222-225.

QUINLIVAN J.T. (1974).

An attachment for overlay dentures.

J. Prosth. Dent. 32:256-261.

RAINS M.D., CHACONAS S.J., CAPUTO A.A., RAMD R. (1977).

Stress analysis of plastic bracket configuration.

J. C. O. 11:121-125.

RALPH J.P., CAPUTO A.A. (1975).

Analysis of stress patterns in the human mandible.

J. Dent. Res. 54:814-821.

RAMFJORD S.J., ASH M.M. (1979).

Periodontology and Periodontics.

W.B. Saunders Co. Philadelphia.

REITZ P.V., CAPUTO A.A. (1985).

A photoelastic study of stress distribution by a  
mandibular split major connector.

J. Prosth. Dent. 54:220-225.

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.

RENNER R.P., FOERTH D., LEVEY U. (1977).

Preventive Prosthodontics - overdenture service.

State. Dent. J. 43:17.

RENNER R.P., FOERTH D., PESSERILLO E. (1978).

Maintenance of root integrity and periodontal health under overdentures; A pilot study.

Gen. Dent.26:42.

ROBBINS J.W. (1980).

Success of overdentures and prevention of failure.

J. Am. Dent. Assoc. 100:858-62.

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. 6:386-393.

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.

SCHMITT S.M. (1985).

Combination syndrome: a treatment approach.

J. Prosthet. Dent. 54:664-71.

SCHWEITZER J.M., SCHWEITZER R.D., SCHWEITZER J. (1968).

Free-end pontics used on fixed partial dentures.

J. Prosth. Dent. 20:120-138.

SCHWEITZER J.M., SCHWEITZER R.D., SCHWEITZER J. (1971).

The telescoped complete denture: A research report  
at the clinical level.

J. Prosthet. Dent. 41:357.

SETO B.G., CAPUTO A.A. (1986).

Photoelastic analysis of stresses in resin-bonded  
cingulum rest seats.

J. Prosth. Dent. 56:460-465.

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

Application of the photoelastic method of stress  
analysis to orthodontic tooth movement in bone.

Am. J. Orthod. 36:192-197.

SIEWEKE J.C., EAMES W.B., WALLACE F.W. (1977).

Elastomeric impression material: effects of bulk  
of accuracy.

J. Dent. Res. 56:147.

SIGAROUDI K. (1985).

Restoring abutment teeth with cast restorations to fit existing removable partial dentures.

J. Prosth. Dent. 53:628-631.

SINGER F., SCHÖN F.

Prótesis Parcial.

"Die Quintessenz", Berlin y Chicago 1973.

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

Load transfer by fixed partial dentures with three abutments.

Quintess. Int. 19:403-410.

STANDLEE J.P., CAPUTO A.A., HOLCOMBE J., TRAVERT K.C. (1980).

The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel.

J. Prosth. Dent. 44:398-404.

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. 41:35-39.

STANDLEE J.P., COLLARD E.W., CAPUTO A.A. (1970).

Dentinal effects caused by some twist drills and retentive pins.

J. Prosth. Dent. 24:185-192.

STEIGER A.A., BOITEL R.H. (1957).

Precision work for partial dentures.

Zurich.

STEWART B.L., EDWARDS R. O. (1983).

Retention and wear of precision-type attachments.

J. Prosthet.Dent. 49:28.

SULIK W.D., WHAITE J.T. (1981).

Modification of stresses surrounding abutment teeth for fixed partial dentures induced by various levels of periodontal support: A photoelastic study.

J. Prosth. Dent. 46:32-35.

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. 44:616-623.

SCHWEITZER J.M., SCHWEIRZER R.D., SCHWEITZER J. (1971)

The telescopes complete denture: A research report  
at the clinical level.

J. Prosthet. Dent. 26:357.

TALLGREN A. (1972).

The continuing reduction of the residual alveolar  
ridges in complete denture wearers: A mixed  
longitudinal study covering 25 years.

J. Prosthet. Dent. 27:120.

TANNER A.N. (1972).

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

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

THAYER H.H., CAPUTO A.A. (1977).

Effects of overdentures upon remaining oral  
structures.

J, Prosth. Dent. 37:374-381.

THAYER H.H., CAPUTO A.A. (1979).

Oclusal force transmission by overdenture  
atachments.

J. Prosth. Dent. 41:266-271.

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

Photoelastic stress analysis of overdenture attachments.

J. Prosth. Dent. 43:611-617.

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. 38:261-273.

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

The stress analysis of human teeth.

J. Biomech. 6:443-9.

TILLITSON E.W., CRAIG R.G., FARAH J.W., PEYTON F.A.

(1970).

Experimental stress analysis of dental restoration. Part VIII: Surface strains on gold and chromium fixed partial dentures.

J. Prosth. Dent. 24:174-180.

TIMOCHENKO - GOODIER (1968).

Teoría de la elasticidad.

1ª edición. Ediciones Urmo. Bilbao.

TOOLSON L.B., TAYLOR T.D. (1989)

A 10-year report of a longitudinal recall of overdenture patients.

J. Prosthet. Dent. 62:179-181.

TRABERT K.C., CAPUTO A.A., COLLARD E., STANDLEE J.P. (1973).

Stress transfer to the dental pulp by retentive pins.

J. Prosth. Dent. 30:808-815.

WALLER M.I. (1975).

The root rest and the removable partial denture: A clinical investigation.

J. Prosth. Dent. 34:16-23.

WALTER J.D. (1975).

Anchor attachments used as locking device in two-part removable prostheses.

J. Prosth. Dent. 33:628-632.

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

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

J. Prosth. Dent. 33:137-148.

WHITE J.T. (1978).

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

J. Prosth. Dent. 40:143-151.

WICAL K.E., BRUSSEE P. (1979).

Effects of a calcium and vitamin D supplement on  
alveolar ridge resorption in immediate denture  
patient

J. Prosthet. Dent. 41:4.

WINKLER S., WONGTHAI P. (1984).

Overdentures.

Dent. Clin. North. Am. 28:349-360.

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

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

Int. J. Prosthodont. 4:416-424.

ZAMIKOFF I.I. (1973).

Overdentures - Theory and technique.

J. Am. Dent. Assoc. 86:853.

ZINNER I.D. (1979).

Semiprecision rest system for distal-extension  
removable partial dentures.

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

