



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“ESTUDIO COMPARATIVO DE ELEMENTOS RETENTIVOS
PARA SOBREDENTADURAS”**

DOCTORANDO:

OD. CARLOS ALBERTO SVETLIZE

DIRECTOR:

PROF. DR. ENRIQUE FERNANDÉZ BODEREAU (h)

CÓRDOBA, 2000



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

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESCUELA DE GRADUADOS

ESTUDIO COMPARATIVO DE ELEMENTOS RETENTIVOS PARA SOBREDENTADURAS

Trabajo de Investigación para optar al Título de
DOCTOR EN ODONTOLOGÍA

Doctorando:
Od. CARLOS ALBERTO SVETLIZE

Director:
Prof. Dr. ENRIQUE FERNÁNDEZ BODEREAU (h)

T
D3
Svet 28
8302
Duplicado

Córdoba, Octubre de 2000

COMISI3N DE DOCTORADO

- **Prof. Dr. Rolando 1ngel M3ndez**
- **Prof. Dra. Violeta Ceballos**
- **Prof. Dr. Enrique Fern1ndez Bodereau**




ORDEN DE TRABAJO
 Instituto Nacional de Tecnología Industrial

N.º OT

9115019

Fecha de apertura

30/11/99

CEMCOOR - CIMM

Centro Regional Córdoba

 Av. Veloz Sartheid 1501 - C.C. 804 - (5000) Córdoba (Argentina)
 Tel: 54 - 051 - 334136/684835/698304 - Fax: 051 - 681021

Empresa Solicitante

SVETLIZE, CARLOS ALBERTO

N.º de cliente

Domicilio

Av. Julio A. Roca 1716.15

Localidad

Villa Juan Belgrano

C.P.

5194

Provincia

Córdoba

C.U.I.E.N.º

20 70795407-5

Responsable Técnico

Tel: 03546461534

Fax: 03546462177

"De conformidad con las condiciones establecidas al dorso del ejemplar de la presente ORDEN DE TRABAJO, que declaro conocer y aceptar, se requiere la realización del siguiente trabajo. La presente Orden de Trabajo sólo tendrá validez si está rubricada por personal responsable del CEMCOR CIMM."

Objetivo de la Orden de Trabajo:

Carga de Tucumán

Tipo de servicio:

 90Ensayo 91Asistencia 92Desarrollo 93Capacitación 94Certificación 95Otros

Elementos entregados, identificación y cantidad:

 2 modelos experimentales
 con 8 usos de cadajes y sus respectivos submodelos
 duros

Retira elementos:

Sí

No

 OC N.º NP N.º

F. emisión

/ /

F. vencimiento

/ /

FECHA PREVISTA PARA EL INFORME: / /

PRESUPUESTO N.º: \$

ARANCEL ESTIMADO: \$

Forma de Pago:

 adelantado contado a/c otros
 CLIDA J. ANCHAVA
CEMCOOR - CIMM
 CENTRO REGIONAL CORDOBA

Acreditación

SVETLIZE, CARLOS A.

Doc. de Identidad Tipo N.º

DNI N.º 10795407

Constancia de retiro del Informe:

Retiró el Sr.:

Doc. de Identidad Tipo N.º

Fecha: / /

Firma



INFORME

Solicitante: SVETLIZE CARLOS ALBERTO

N° O.T.: 40591

Domicilio: Avda. Julio A Roca 171, local 15
C.P.: 5194 Localidad: Villa General Belgrano Pcia.: Córdoba

Informe Único
Fecha: 18/06/99
Página 1 de 3

Trabajo realizado: ENSAYO DE TRACCIÓN

Elementos recibidos: 2 Modelos experimentales en acrílico, con 7 casos de elementos retentivos con sus respectivas prótesis (sobre dentaduras).

Metodología empleada: Los modelos fueron fijados al travesano de la máquina de ensayos.

Se aplicó tracción a las prótesis con un dispositivo auxiliar de 3 tensores, de modo tal que durante la extracción la prótesis se mantuviese paralela a la base de apoyo.

Se utilizó una máquina universal de ensayos marca INSTRON, modelo TTCML N° 1516, equipada con celdas de carga INSTRON de 2 daN y 50 daN de capacidad máxima.

En cada caso, se efectuaron 5 determinaciones de la carga de desprendimiento, las cuales se informan como A,B,C,D y E. Se indica la velocidad de travesano empleada en cada ensayo.

En algunos casos se produjo un primer desprendimiento, pero la muestra siguió tomando carga hasta que se produce el desprendimiento final. Esto se informa como 1ª Carga. Si se produjo un 2º escalón, se informa como 2ª Carga.

Resultados obtenidos:

Muestra	Ensayo	1ª Carga (daN)	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesano (mm/min)
IMANES DINA I	A	0,330	0,395	3
	B	0,360	0,395	3
	C	0,325	0,400	3
	D	---	0,265	2
	E	0,280	0,345	2

ing. JUAN A. NORDIO

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

Este informe no puede ser reproducido parcialmente sin autorización del CEMCOR - CIMM

Los resultados se refieren sólo al o los elemento/s sometido/s a evaluación

No cabe al CEMCOR-CIMM responsabilidad alguna por el uso indebido o incorrecto que se hiciera de este informe



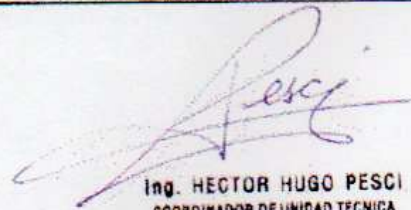
Muestra	Ensayo	1 ^a Carga (daN)	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesaño (mm/min)
DALLA BONNA 2	A	2,110	2,230	3
	B	2,155	2,355	3
	C	2,250	2,490	3
	D	1,910	2,305	2
	E	1,910	2,265	2

Muestra	Ensayo	1 ^a Carga (daN)	2 ^a Carga (daN)	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesaño (mm/min)
SHINER IMAN 3	A	0,685	---	1,060	3
	B	0,435	0,840	0,960	3
	C	0,540	0,785	0,980	3
	D	0,745	0,885	0,990	2
	E	0,680	0,805	0,940	2

Muestra	Ensayo	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesaño (mm/min)
O - RING 4	A	1,360	3
	B	1,250	3
	C	1,315	3
	D	1,200	2
	E	1,150	2



Ing. JUAN A. NORDIO



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



N° O.T.: 40591
Informe Único
Página 3 de 3

Muestra	Ensayo	1 ^a Carga (daN)	2 ^a Carga (daN)	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesaño (mm/min)
CEKA REVAX 5	A	2,060	---	2,315	3
	B	---	---	2,110	3
	C	1,890	---	2,205	3
	D	1,520	2,305	2,450	2
	E	1,175	1,740	2,180	2

Muestra	Ensayo	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesaño (mm/min)
HADER (BARRA T/DOLDER) COLADAS C/CLIPS PLÁSTICOS 6	A	2,100	3
	B	1,900	3
	C	1,805	3
	D	1,745	2
	E	1,685	2

Muestra	Ensayo	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesaño (mm/min)
BARRAS FRESADAS 7	A	2,155	3
	B	1,910	3
	C	2,120	3
	D	2,120	2
	E	1,815	2



JUAN A. NORDIO



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





INTI
Instituto Nacional de
Tecnología Industrial



CEMCOR - CIMM
Centro Regional Córdoba

INFORME

Solicitante: **SVETLIZE CARLOS ALBERTO**

Nº O.T.: **40645**

Domicilio: Avda. Julio A. Roca 171, local 15

Informe Único

C.P.: 5194 Localidad: Villa General Belgrano Pcia.: Córdoba

Fecha: 28/06/99

Página 1 de 1

Trabajo realizado: ENSAYO DE TRACCION

Elementos recibidos: 1 Modelo experimental con un caso de barras fresadas, con su respectiva sobredentadura.

Metodología empleada: El modelo fue fijado al travesaño de la máquina de ensayos. Se aplicó tracción a la prótesis con un dispositivo auxiliar de 3 tensores, de modo tal que durante la extracción la prótesis se mantuviese paralela a la base de apoyo. Se utilizó una máquina universal de ensayos marca INSTRON, modelo TTCML Nº 1516, equipada con celda de carga INSTRON de 50 daN de capacidad máxima. Se efectuaron 5 determinaciones de la carga de desprendimiento, las cuales se informan como A, B, C, D y E. Se indica la velocidad de travesaño empleada en cada caso.

Resultados obtenidos:

Muestra	Ensayo	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesaño (mm/min)
BARRAS FRESADAS 7'	A	3,040	3
	B	3,015	3
	C	2,990	3
	D	2,990	2
	E	2,940	2

Ing. JUAN A. NORDIO

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

Este informe no puede ser reproducido parcialmente sin autorización del CEMCOR - CIMM

Los resultados se refieren sólo al o los elemento/s sometido/s a evaluación

No cabe al CEMCOR-CIMM responsabilidad alguna por el uso indebido o incorrecto que se hiciera de este informe

Av. Vélez Sársfield 1561 - C.C.884 - (5000) Córdoba (Argentina) - Tel. 54 - 0351 - 4334136/4684836/4688304 - Fax 0351 4681021



INTI
Instituto Nacional de
Tecnología Industrial



CEMCOR CIMM

Centro Regional Córdoba

INFORME

Solicitante: SVETLIZE CARLOS ALBERTO

N° O.T.: 41508

Domicilio: Avda. Julio A. Roca 171, local 15

Informe Único

C.P.: 5194 Localidad: Villa General Belgrano Pcia.: Córdoba

Fecha: 30/11/99

Página 1 de 4

Trabajo realizado: ENSAYO DE TRACCIÓN

Elementos recibidos: 2 Modelos experimentales, con 8 casos de anclajes y sus respectivas sobre dentaduras.

Metodología empleada: Los modelos fueron fijados al travesano de la máquina de ensayos.

Se aplicó tracción a las prótesis con un dispositivo auxiliar de 3 tensores, de modo tal que durante la extracción la prótesis se mantuviese paralela a la base de apoyo.

Se utilizó una máquina universal de ensayos marca INSTRON, modelo TTCML N° 1516, equipada con celdas de carga INSTRON de 2 daN y 50 daN de capacidad máxima.

En las muestras del N° 1 al N° 7, para cada caso, se efectuaron 5 determinaciones de la carga de desprendimiento, las cuales se informan como F,G,H,I y J y en la muestra N° 8, se efectuaron 10 determinaciones, de la carga de desprendimiento, las cuales se informan como A,B,C,D,E,F,G,H,I y J. Se indica la velocidad de travesano empleada en cada ensayo.

En algunos casos se produjo un primer desprendimiento, pero la muestra siguió tomando carga hasta que se produce el desprendimiento final. Esto se informa como 1ª Carga. Si se produjo un 2º escalón, se informa como 2ª Carga.

Fecha del ensayo: 29/11/99

Resultados obtenidos:

Muestra	Ensayo	1ª Carga (daN)	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesano (mm/min)
IMANES DINA 1	F	0,285	0,325	3
	G	0,310	0,330	3
	H	0,335	0,355	3
	I	0,305	0,360	2
	J	0,315	0,360	2

Ing. JUAN A. NORDIO

ING. RECTOR HUGO PEGGI
COORDINADOR DE UNIDAD TECNICA
Laboratorio de Metrología y Ensayos

Este informe no puede ser reproducido parcialmente sin autorización del CEMCOR-CIMM.

Los resultados se refieren sólo a los elemento/s recibido/s sometido/s a evaluación.

No cabe al CEMCOR-CIMM responsabilidad alguna por el uso indebido o incorrecto que se hiciera de este informe.

Av. Vélez Sarsfield 1561 - C.C. 884 - (5000) Córdoba (Argentina) - Tel. 54 -0351 -4334136/4684835/4698304 - Fax -0351-4681021

N° O.T.: 41508
Informe Único
Página 2 de 4

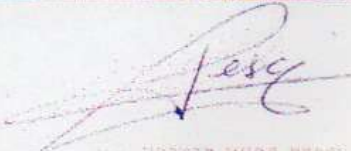
Muestra	Ensayo	1ª Carga (daN)	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesaño (mm/min)
DALLA BONNA 2	F	---	2,205	3
	G	---	2,205	3
	H	2,205	2,230	3
	I	2,135	2,230	2
	J	2,205	2,230	2

Muestra	Ensayo	1ª Carga (daN)	2ª Carga (daN)	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesaño (mm/min)
SCHINER IMAN 3	F	0,215	0,335	0,355	3
	G	---	---	0,390	3
	H	0,275	0,360	0,390	3
	I	0,235	0,355	0,415	2
	J	0,325	0,380	0,415	2

Muestra	Ensayo	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesaño (mm/min)
O-RING 4	F	1,695	3
	G	1,345	3
	H	1,305	3
	I	1,285	2
	J	1,165	2



Ing. JUAN A. NORDIO




Ing. HUGO PESOT
COORDINADOR DE UNIDAD TÉCNICA
Laboratorio de Metrología y Ensayos

Muestra	Ensayo	1ª Carga (daN)	2ª Carga (daN)	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesaño (mm/min)
CEKA REVAX 5	F	---	2,060	2,110	3
	G	---	1,960	2,110	3
	H	1,325	2,060	2,330	3
	I	1,225	1,350	2,155	2
	J	1,150	1,300	1,960	2

Muestra	Ensayo	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesaño (mm/min)
HADER (BARRA T/DOLER) COLADAS C/CLIPS PLASTICOS 6	F	1,595	3
	G	1,530	3
	H	1,520	3
	I	1,460	2
	J	1,440	2

Muestra	Ensayo	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesaño (mm/min)
BARRAS FRESADAS 7	F	3,800	3
	G	3,700	3
	H	3,555	3
	I	3,505	2
	J	3,480	2



ing. JUAN A. NORDIO



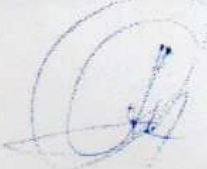
ING. RECTOR HUGO PESCI
COORDINADOR DE UNIDAD TÉCNICA
Laboratorio de Metrología y Ensayos

N° O.T.: 41508


Informe Único

Página 4 de 4

Muestra	Ensayo	1ª Carga (daN)	Carga Máxima Desprendimiento Final (daN)	Velocidad de Travesaño (mm/min)
ZAAG 8	A	1,520	1,935	3
	B	1,470	1,890	3
	C	1,375	1,665	3
	D	1,570	2,035	3
	E	1,520	1,865	3
	F	---	1,300	3
	G	---	1,275	2
	H	---	1,275	2
	I	---	1,255	2
	J	---	1,245	2



Ing. JUAN A. NORDIO



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

DEDICATORIA

- *A mis padres: que siempre me orientaron hacia este camino*
- *A mi hijo: comprenderá la diferencia entre cantidad y calidad de tiempo, le dará algún sentido a su vida.*
- *A mi Director de Tesis: que me guió, y todo se hizo más fácil gracias a la amistad que nos permitimos.*
- *A todos aquellos que de alguna manera, en los momentos difíciles de este proyecto, me alentaron hasta aquí.*

AGRADECIMIENTOS

- *Al Director de Tesis, el Prof. Dr. Enrique Fernández Bodereau (h), por su apoyo incondicional a lo largo de este proyecto.*
- *Al Tribunal de Tesis conformado por los Profesores, Dr. Rolando Ángel Méndez, Dra. Violeta Ceballos y el Dr. Enrique Fernández Bodereau, por las sugerencias que enriquecieron el avance de este trabajo.*
- *A los compañeros de la Cátedra de Prostodoncia IV "A" que siempre me alentaron a no bajar los brazos.*
- *A los señores Julio Helale y Ricardo Reyna por su eficiente colaboración en el contenido de esta obra.*
- *Gracias a los que aliviaron mis esfuerzos con su apoyo espiritual.*

*“La prostodoncia del desdentado total
es la rama de la Odontología
consagrada a la reintegración psicosomática
de los pacientes afectados a la edentación total”*

Dr. PEDRO SAIZAR

RESUMEN

Debido a los problemas, tanto fisiológicos como sociales de los pacientes edéntulos, el prostodoncista fracasaba en los tratamientos parciales y totales; como consecuencia de ellos nacen las sobredentaduras.

Con la aparición de la Implantología, combinada o no con piezas dentarias, se logra la integración de los pilares dentarios en la resolución protética. Desde la planificación preprotética se hace hincapié en los anclajes retentivos a utilizar en sobredentaduras.

Históricamente, estos anclajes retentivos, fueron progresando en la búsqueda de vencer los componentes de las fuerzas nocivas.

La calidad y cantidad de los pilares implantarios y los elementos retentivos obligan a un detenimiento en la etapa diagnóstica. Esto se debe a la oposición a las cargas resultantes de la función y la parafunción; se tratará de lograr el aumento y la eficiencia de la retención y la estabilidad de la prótesis.

Con tal fin, se realiza un estudio *in vitro* para obtener muestras con modelos en resinas acrílicas, con cuatro pilares implantarios de titanio.

Para darle criterio comparativo se utilizan tres grupos de anclajes retentivos: los Magnetos Dyna y Shiner; los anclajes individuales a botones Dalla Bona y O-Ring,

junto a los anclajes individuales a broches Ceka Revax y las Uniones Zaag, y por último, los sistemas a barras: Coladas (tipo Dolder) con clips plásticos y las Barras Fresadas.

Se continua con la descripción paso a paso de la elaboración de cada uno de estos elementos retentivos, además de dar a conocer en trayectoria hasta la fecha, para asimilar sus mecanismos de acción y el porqué de su evolución. Se preparan ocho muestras con sus respectivas sobredentaduras para trasladarlas a las pruebas de tracción de la Máquina Universal de Ensayos Mecánicos (Instron). Durante la simulación de cargas se registran datos de los grupos involucrados, permitiendo observar los resultados de tracción y de oposición vertical. Para reunir más elementos se realiza un análisis estadístico, confeccionando ocho tablas para la comparación de todos los grupos entre sí.

Los resultados que se obtienen, sumados a las experiencias clínicas y *in vitro* de otros autores, permiten evaluar las ventajas de la correcta selección de los anclajes retentivos. Beneficios que traen aparejados una eficiente protección de los pilares, de los tejidos de sostén, la compatibilidad con el sistema estomatognático, brindando soluciones fisiológicas, estéticas y psicológicas, extendiendo además su durabilidad protética.

El desarrollo protético lleva a conclusiones concretas remarcando la interrelación entre el planeamiento preprotético, la retención y la estabilidad frente a los vectores ántero-posteriores.

SUMMARY

Owing to the problems, both physiological and social associated with edentulous patients, the prosthodontist has been unsuccessful in partial and total treatment, thus leading to the emergence of overdentures.

With the advent of Implantology, combined or not with teeth, the integration of abutment teeth in prosthetic solutions is achieved. From preprosthetic planning, special emphasis is placed on the retentive anchorages to be used in overdentures.

Historically, the anchorages have progressed in the quest towards combatting harmful forces.

The quality and quantity of implants abutment and retentive anchorages require a period of detention at the diagnostic stage due to the opposition of the resultant leads of function and parafunction; increase and efficiency in the retention and stability of the prostheses is aimed for.

To this end an in vitro study is carried out to obtain samples, using models in acrylic resins with four titanium abutment implants.

For comparative criteria, three groups of retentive anchorages are used: Dyna and Shiner Magnets; Dalla Bona and O-Ring Individual Stud type anchorages, together with Ceka Revax and Union Zaag attachments; and finally the bar systems: Dolder-type Cast Bars with plastic clips and Milled Bars.

There follows a step-by-step description of each of these retentive elements, as well as an account of their track record to date in order to assimilate their action mechanisms and the reasons for their evolution.

Eight samples are prepared, each with their respective overdentures, which are then transferred for traction-testing on the Universal Mechanical Testing Machine (Instron). During load simulation, data relating to the groups involved is registered, allowing observation of the traction and vertical opposition.

In addition, a statistical analysis is carried out using eight comparative tables. The results obtained, together with the clinical and in vitro evidence of other authors, permit an evaluation of the advantages of a correct selection of retentive anchorages. The resulting benefits are an efficient protection of the abutments and supporting tissue, and compatibility with the stomatognathic systems, offering physiological, aesthetic and psychological solutions, as well as extending prosthetic durability. The prosthetic development reaches specific conclusions, distinguishing the interrelation between preprosthetic planning, retention and stability in the face of anterior-posterior vectors.

ÍNDICE

	Página
INTRODUCCIÓN	2
MATERIALES Y MÉTODOS	11
RESULTADOS	70
ANÁLISIS ESTADÍSTICO	76
DISCUSIÓN	89
CONCLUSIONES	102
BIBLIOGRAFÍA	109

INTRODUCCIÓN

Así como definía el Dr. Pedro Saizar a la prostodoncia del desdentado total “*a la rama de la Odontología consagrada a la reintegración psicosomática de los pacientes afectados a la edentación total*”, hoy, con una odontología preventiva donde se aplican todos los medios y técnicas, se puede desarrollar una odontología conservadora, con resoluciones protéticas eficaces reconociendo sus limitaciones.

Con la investigación siempre se intenta trabajar hacia un resultado predeterminado y más o menos fijo, que a través de la observación y la comprobación nos permitió llegar a conclusiones positivas.

La edentación coloca al ser humano frente a un desequilibrio orgánico, incidiendo en el aspecto social, con la lógica modificación tanto en la apariencia facial como en la fonética, la alimentación, la expresión, la mente y su relación con quienes lo rodean; que con la terapéutica ofrecida por la Odontología, a través de la prótesis de completa no se puede devolver a la total normalidad. (1-2-3).

Era común que el práctico general, en el tratamiento del parcial o totalmente desdentado, viera su hipotético éxito protético comprometido por un gran porcentaje de fracasos, observando trastornos inmediatos y a distancia, narrado por los mismos pacientes portadores de las prótesis de completa, las cuales solían presentar una variedad de problemas a pesar de haber recibido una extensa gama de tratamientos,

desde ligeros retoques, rebases, nuevas prótesis con base resiliente o rellenos con reacondicionadores de tejidos, etc.

Permanentemente tropezaban con rebordes residuales muy reabsorbidos, movilidad ocasionada por la lengua, hipersalivación, tonicidad muscular disminuida y otros factores que hacían que el total y parcialmente desdentado tuviera la necesidad de buscar una mejor estabilidad, soporte y retención de sus prótesis, para beneficiar la faz psicosocial y la eficacia del sistema masticatorio del paciente. (2, 4, 6).

Frente a la incertidumbre que este panorama presentaba, nació la idea de un nuevo tipo de prótesis llamadas “*Sobredentaduras*”, en inglés “*Overdentures*” y en alemán “*Hybridprothesen*”. (7, 8).

La historia de las sobredentaduras data del siglo XIX, tanto en Europa como en los EE.UU. La importancia en la evolución hasta la fecha es que estas prótesis sobre raíces, debían ser compatibles con el periodonto, rico en terminaciones sensitivas permitiendo a los pacientes mejorar los movimientos funcionales, regular las fuerzas masticatorias y detectar cambios de presión. (3, 7, 8).

La pérdida de las piezas dentarias, accidentalmente modifican las condiciones de vida. (1).

Dando a las raíces una última posibilidad para asentar las prótesis se fue incrementando la variedad de tratamientos; expandiéndose con el advenimiento de los implantes osteointegrados para producir un aumento de retención y estabilidad.

Las sobredentaduras trabajan como las prótesis de completa por su extensión distal en la mucosa (adhesión y cohesión) y, como la prótesis removible por el anclaje,

sobre raíces e implantes. Este tipo de estructuras protéticas, en comparación con las clásicas prótesis de completa, poseen las ventajas de una mayor estabilidad y retención, son menos extensas, favoreciendo la seguridad psicosocial del paciente y manteniendo los reflejos de la oclusión orgánica al dirigir las cargas axiales sobre los pilares que las sustentan. (5, 7, 8).

Por otro lado, el alto costo económico, terapias más complejas tanto en la clínica como en el laboratorio para satisfacer el sustentamiento de nuestras prótesis y la pobre higiene oral son desventajas que decidirán su construcción.

Varios parámetros se deben tener en cuenta, como evaluar la condición periodontal, elaborar como en todo proyecto prostodóntico, una planificación preprotética, con la selección adecuada de pilares o el agregado de implantes, y un estudio exhaustivo del futuro funcionamiento de la prótesis. (11).

La pérdida de las piezas dentarias traen aparejadas una reabsorción ósea gradual e irreversible (Atwood), y analizando los rebordes óseos residuales, clínica y radiológicamente, se regularizarán los patrones dento-neuro-musculares, tratando que las cargas en estática o en dinámica no caigan en parafunción, para frenar la reabsorción ósea, que es sinónimo de fracaso. (5, 12).

Las raíces preparadas que soportan las prótesis permiten preservar la altura ósea residual y actúan como un armazón que mantendrá al hueso, preservando el tope vertical de propiocepción.(5).

Con la aparición de la Implantología se aportó el agregado de pilares en combinación o no, de las piezas dentarias, que con el lógico estudio del terreno, permiten una equilibrada distribución.

En esta primera fase es muy importante la identificación de nuestros pilares dentarios. Se revisará la calidad de los dientes o raíces residuales, y con la coparticipación de la Implantología, se evaluará la posibilidad de agregar implantes, que según el caso clínico, auxiliarán en la retención y estabilidad de la prótesis. Cuando en el objetivo se realiza la integración de pilares dentarios con implantes osteointegrados en la resolución protética, se debe tratar que no se desarrollen influencias negativas propias. (12).

Con la presencia de maxilares totalmente desdentados, sería de vital importancia, en esta etapa diagnóstica, efectuar un estudio minucioso del número y distribución de los pilares implantarios en la arcada, pues se sabe que existe un valor de reabsorción de 0,1-0,2 mm por año. (11, 13-16).

Desde la planificación preprotética se debe conocer qué tipo de anclajes se usarán para lograr la mejor retención y estabilidad posible, logrando uniformidad oclusal que las fuerzas tensionales a través de las cargas resultantes de la función y la parafunción transfieren al hueso. (12, 15, 17-23).

HISTORIA DE LOS ELEMENTOS RETENTIVOS

Durante años se observó que la reducción de ambos procesos maxilares era notoria con el uso de prótesis de completa; no obstante, con el transcurrir del tiempo, el odontólogo presenciaba una mayor pérdida ósea en el maxilar inferior en relación al superior; por lo tanto, se hizo imperiosa la necesidad de conservar piezas dentarias, especialmente los caninos, para mantener los reflejos propioceptivos como pilares de sobredentaduras.

En 1962, Atwood observó que con la pérdida de los dientes mandibulares se producía una rápida y progresiva reabsorción del proceso alveolar residual; frente a estos signos, después de instaladas las prótesis, se acentuaba una disminución de la dimensión vertical oclusiva, atribuyéndoselo al desgaste de las prótesis o a la pérdida ósea de los rebordes. (6, 16, 24-27).

En 1967, investigadores como Tallgren, Carlsson y Persson, basándose en estudios cefalométricos y siete años de seguimiento a pacientes con prótesis de completa, confirmaron que es mayor la reducción de la altura del proceso mandibular anterior con respecto al maxilar superior, con una relación de pérdida de cuatro a uno y, además el reborde mandibular anterior disminuye dos mm durante los dos primeros meses; cuatro mm al cabo del primer año y entre seis y siete mm a los cinco años. (28, 29).

A fin del siglo XIX se empezó a discutir la necesidad de buscar un método para aprovechar los dientes o raíces como anclajes de prótesis. (10).

En la actualidad se conoce que el crecimiento centrípeto del maxilar superior y que el maxilar inferior lo hace en sentido centrífugo, siempre que se hable en sentido horizontal, ya que verticalmente ambos maxilares pierden dimensiones. Se puede agregar a los conceptos anteriores que el maxilar inferior se agranda en sentido vestibular por la disminución del maxilar superior; vale la reflexión, no es que se achica el maxilar inferior sino que la superficie basal es más ancha que la del reborde.

Se produce un cambio, y crea problemas de dirección de fuerzas ya que se invierte el patrón oclusal original, en donde los superiores desbordan a los inferiores. De ahí nació la necesidad de incorporar pilares, ya sean naturales o artificiales, que impidieran ese cambio de sistema.

Si se revisa la bibliografía, ya a mediados del siglo XX, Rhen, en 1952, aprovechó la implantación de una pieza dentaria anterior, así la prostodoncia comenzó a movilizarse en la búsqueda de elementos retentivos para el anclaje de las prótesis. En 1955, Brill puso en práctica la aplicación de ataches en forma de botón; Miller, en 1958, utilizó dientes vitales con recubrimiento de cofias; Dolder, en 1961, sugirió la selección de dientes aislados con cofias de oro, a las cuales férulizó a través de una barra rígida. (30-32).

Las novedades no sólo aparecían en el descubrimiento de anclajes y la insistencia en el mejoramiento de la retención y estabilidad de las prótesis, sino que existía preocupación por la preparación de los pilares; mientras algunos autores querían conservar la vitalidad de las piezas dentarias, otros las desvitalizaban y afirmaban que no se

producían cambios en la respuesta propioceptiva del periodonto y que los receptores localizados en la membrana periodontal y en los músculos permanecían sensibles.

El avance en la investigación sobre los elementos retentivos, trajo con Preiskel (1968) el uso de ataches en forma de botones y con Morrow (1969) las cofias de oro que recubrían los pilares. (33, 34).

Entre periodoncistas y prostodoncistas se fue construyendo esta historia, apoyándose en el análisis funcional del sistema. Cuando la odontología se convenció y aceptó la participación de remanentes dentarios favorables o desfavorables en la retención de este tipo de prótesis, se llegó a buscar un equilibrio entre la corona clínica o brazo de potencia y la raíz clínica o brazo de resistencia, que provocaba una acción de palanca que llegaba a dislocar al pilar frente a las cargas masticatorias. Esa fue la razón por la cual se comenzó con la reducción de la corona en sentido ocluso-gingival, con la protección de una cofia, de esta manera se reducían las fuerzas laterales, porque los vectores que se aplicaban sobre la porción coronaria, multiplicada por la distancia, desde ese punto al eje de rotación del diente es igual a la fuerza de palanca que se ejerce sobre el ápice, se multiplica como resultado del brazo de palanca a nivel de la corona. Así, los prostodoncistas se encontraron con resoluciones respetando el pilar y el periodonto para la supervivencia de los mismos. La Prostodoncia tomó impulso y se afirmó con los principios de Camani-Altube de las unidades funcionales:

- Retención-Soporte-Fijación.

- Superficies Oclusales (rigen los fundamentos de la oclusión).
- Conexiones.

Con estos antecedentes, y la recopilación de la variedad de los elementos retentivos para pilares naturales o artificiales, hoy mejorados, se mantienen intactos los principios abordados por nuestros maestros en décadas anteriores. Es bueno saber que todos los elementos existentes en el mercado para la retención de sobredentaduras no resisten las cargas horizontales, por lo tanto la mayor estabilidad estará consagrada en la correcta disposición y cantidad de pilares; mayor será el apoyo de la prótesis que proyectará cargas axiales hacia el tejido óseo y dependerá menos de los bordes del tejido. (5, 11, 12, 15, 35, 36).

En los últimos años en el marco de la prostodoncia se encontraron una variedad de elementos retentivos, en la búsqueda de retención y estabilidad. Son sistemas prácticos y confiables, se sabe que las estructuras que presentan entre sí condiciones de paralelismo ofrecen *per-se* el fenómeno de retención.

Desde tratamientos con anclajes sencillos y económicos hasta los más complicados y costosos, se busca tanto la unión entre la porción mucosa de la prótesis y los pilares; como vencer las tensiones ejercidas durante la función y la parafunción.

Cuando se repasó la bibliografía y encontró una variedad de anclajes para sobredentaduras: los magnetos, los sistemas a botones y a broches solos o combinados con barras, estas últimas preformadas, coladas o fresadas. (17, 37, 38).

Todos estos sistemas, desde el más simple al más sofisticado, buscan vencer los componentes de las fuerzas nocivas; tratando de distribuir las cargas en forma uniforme como así también el efecto sobre los pilares y el periodonto.

Se sabe que las sobredentaduras ofrecen un balance positivo en la efectividad de los tratamientos. La búsqueda del aumento de retención y estabilidad, exige el análisis y la selección entre la variedad de elementos retentivos, que desde la etapa del planeamiento preprotético deben ser evaluados para la obtención del éxito del protocolo protético. No sólo sobre la base de los distintos diseños, que proporcionan una unión mecánica directa entre la prótesis y los pilares, sino también desde el punto de vista funcional, aumentan la tonicidad muscular, mejorando el aspecto facial del paciente.

MATERIALES Y MÉTODOS

En el desarrollo de este trabajo experimental, se investigará el efecto de las direcciones de las fuerzas verticales, oblicuas y laterales sobre los anclajes retentivos resilientes y no resilientes utilizados en sobredentaduras, tal como lo reciben permanentemente en la cavidad oral; no permitiendo la estabilidad total de este tipo de prótesis. (39, 40).

Con el objeto de seguir adelante con la hipótesis y encontrar respuestas en el trayecto de la investigación como metodología con el fin de desarrollar un propósito, fue necesario obtener muestras, clasificarlas por grupos y planificar métodos para la resolución fluida de un resultado y obtener conclusiones.

Para la obtención de las muestras se utilizaron modelos experimentales, confeccionados en resinas acrílicas. Se montaron sobre los mismos cuatro implantes de titanio de autorroscado de 13 mm de longitud con su acople externo hexagonal, de un diámetro normal de 3.75 mm. La ubicación de los mismos dentro del perímetro de los modelos es la siguiente: dos en zona de caninos y primeros premolares, y dos en la zona anterior.

En el análisis de la variedad de anclajes retentivos existentes en el mercado para sobredentaduras se seleccionaron anclajes de tipo resilientes, no resilientes y otros de mecanismos independientes.

Por último, para determinar la muestra para las pruebas de ensayos mecánicos, se confeccionaron las sobredentaduras correspondientes a cada elemento retentivo que trabajarán en el modelo respectivo.

A su vez, cada elemento protético será numerado para identificarlos, conjuntamente con la sobredentadura respectiva, en el modelo con los implantes, pudiéndose, de esta manera, establecer un orden en la investigación.

Para darle criterio comparativo en el análisis de los distintos elementos retentivos a utilizarse, se los divide por grupos:

- I. MAGNETOS**
- II. ANCLAJES INDIVIDUALES**
- III. BARRAS**

La cantidad de muestras que se llevan a los ensayos de tracción son ocho, su orden fue establecido al azar y conformadas de la siguiente manera:

Se describen a continuación las muestras por el nombre del anclaje interpuesto entre los implantes y la sobredentadura.

-
1. **MAGNETOS** - *DYNA*
- *SHINER*
 2. **BOTONES** - *DALLA BONA*
- *O-RING*
 3. **BROCHES** - *CEKA-REVAX*
- *ZAAG*
 4. **BARRAS** - *COLADAS PREFABRICADAS (TIPO DOLDER) CON CLIPS PLÁSTICOS*
- *FRESADAS*

En los primeros tramos de este trabajo se decide comenzar con la preparación en el laboratorio, en primer lugar la Barra Fresada dada su complejidad y el tiempo de elaboración, en segundo orden la Barra Colada (Tipo Dolder) o Barra Hader..

La Barra Fresada se conforma en el laboratorio de la siguiente manera:

- * Se comienza colocando los UCLAS plásticos hexagonales Lifecore de 5 mm., se fijan a los implantes por medio de tornillos de 0,48 mm. Los UCLA se cortan a 6 mm de largo, con cera para fresado (Reinfert), se construye una barra de 3 mm de espesor y 4 mm de altura ocluso-cervical, para luego adecuar estas medidas a través del fresado. Se transporta el modelo a la platina de fresado, se conforma la angulación para luego ser repasadas con fresas para cera de 4° de inclinación, se lo realiza a baja velocidad, aproximadamente a 2200 R.P. M. para no lastimar la cera y lograr una superficie lisa. (Figuras 1 y 2).



Figura 1: Modelo en la platina con electroimán.

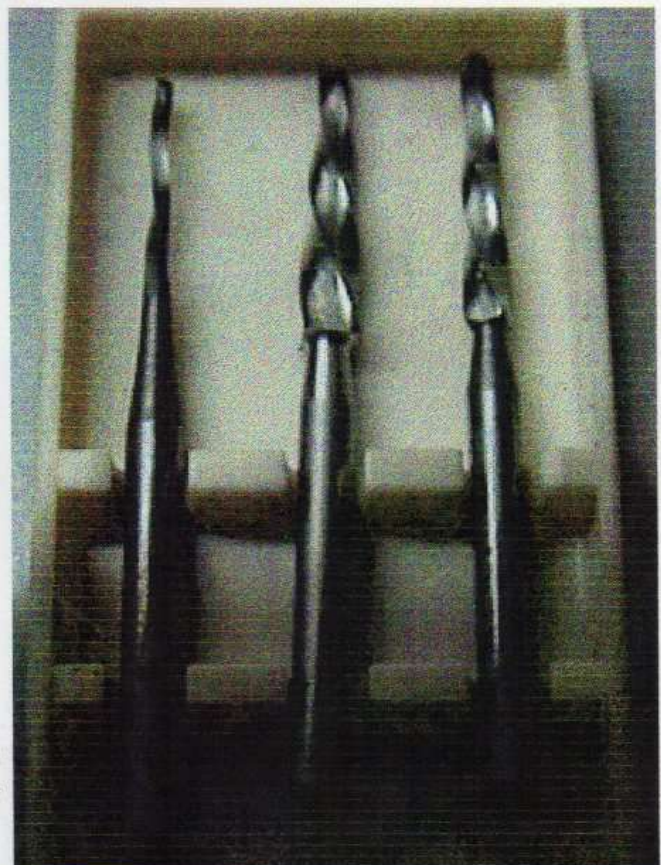


Figura 2: Kit de fresas para cera con diferentes grados de ataque, rectas: 2°, 4° y 6°.

* Se asientan los anclajes machos de plástico calcinables sobre la barra; se colocan los bebederos que se confeccionan con cera en hilos (Bego) de la siguiente manera:

- Perno de unión del elemento de 2 mm.
- Canal distribuidor de 5 mm.
- Bebedero de 4 mm.

* Se procede a pincelar todas las partes a colar, previo al vestido con el revestimiento Wiroplus (Bego). Se utiliza dicho material dada su granulometría extremadamente fina, se busca seguridad y precisión en el colado.

Cuando se finaliza el fraguado, se procede al calcinado de la cera. Este proceso se inicia desde temperatura ambiente hasta los 250°C con una trepada de 8°C por minuto, y al llegar a la temperatura deseada, se mantiene durante 45 minutos aproximadamente.

* En una segunda etapa se realiza progresivamente el ascenso de la temperatura de 250°C a 650°C, con un aumento de 10°C por minuto, se estaciona durante 30 minutos, para que luego trepe a la temperatura final deseada de 980°C; se lo deja reposar durante 45 minutos, se retira el aro de colado del horno, y se transporta a una centrífuga mecánica para proceder al colado del metal, con un soplete de gas-oxígeno se funde el metal utilizado. En este

caso se empleó Wirron 99 (Bego), que se lo cuele a una temperatura de 1420°C, que por inercia centrifuga se completará la matriz.

- * Se deja enfriar, y cuando se llega a temperatura ambiente, se limpia el aro con piedras y fresas; se cortan las guías con discos de carburo finos, para luego chorrear con óxido de aluminio de 250 micras.
- * El paso siguiente consiste en dividir la barra para salvar la contracción que sufre esta pieza en el proceso del colado, y poder posicionar en el modelo.

Una vez que se coloca la barra en el modelo, se procede a atornillar en su lugar, las piezas bipartitas, las cuales, son unidas con resina Duralay por su rápido tiempo de polimerización y baja contracción. Se transfieren a una base de revestimiento para su colado; se consigue una soldadura sólida y pareja con la mejor adaptación posible.

- * Comienza ahora la etapa del fresado, utilizando un tangenciómetro con fresados pantográficos y platina con electroimán.

Dicha máquina de reconocida precisión para la tarea a realizar, posee boquilla aire-aceite en el fresador, luz direccional, regulador electrónico de R.P.M. y una platina con una inclinación en la cual se coloca el modelo de trabajo. (Figura 3).



Figura 3: Tangenciómetro con fresador pantográfico.

- * Se utilizan fresas de 4° de angulación, siendo su diseño distinto al utilizado anteriormente, pues éstas son para desgastar metales, y se las hace trabajar hasta 20.000 ó 30.000 R.P.M. (Figuras 4 y 5).





Figura 4: Kit de fresas para metales.

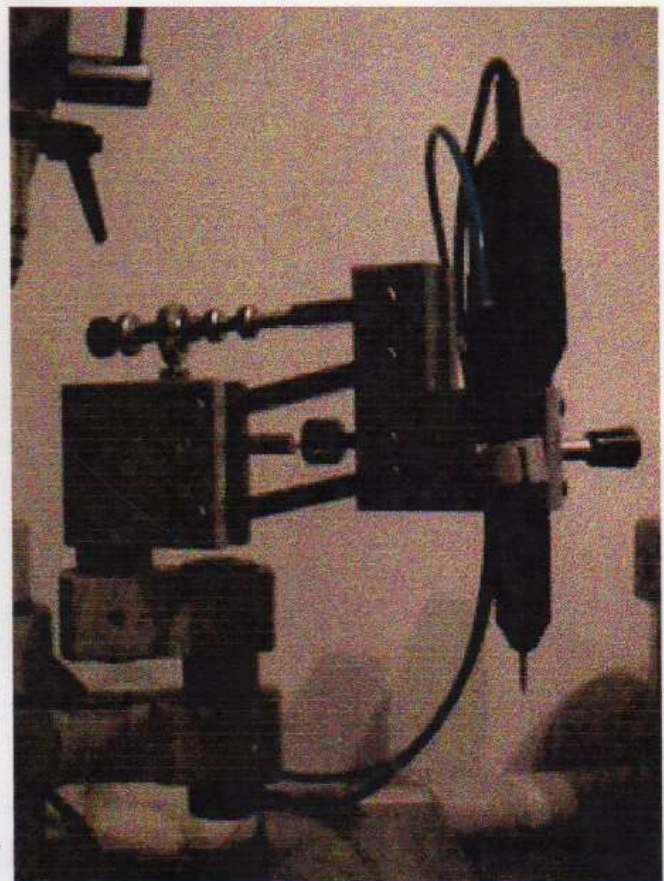


Figura 5: Brazo fresador

- * A continuación se repasan las superficies con una fresa de alisado y se pulen las zonas de los anclajes, se perlan con un chorreado de Perlablast (Bego), a 4 Bar de presión.

De esta manera estamos en presencia de las denominadas barras "tisulares", poniendo en práctica el concepto de ferulización, uniendo múltiples pilares implantarios, a través de la prótesis; y siguiendo la configuración del proceso alveolar.

Sus características físicas obtenidas con la eficiente colaboración del laboratorista, le permiten conseguir generosas propiedades para la retención y la estabilidad protética de la sobredentadura.

Los pasos seguidos en el laboratorio a través de la precisión del fresado, tanto en la cera como en el metal permiten conseguir fricción, una ansiada búsqueda en la clínica de la retención de la supraestructura.

Se consiguen paredes ligeramente convergentes a través del paralelógrafo con fresadores, no sólo sobre la base de los principios mecánicos para conseguir fricción, sino también para poder combatir los efectos de las fuerzas verticales y horizontales durante la función y la parafunción en el sistema estomatognático. El clínico puede preveer realizando el ajuste oclusal y controlando el largo de las brechas posteriores de la prótesis.

El éxito protético que persigue el prostodoncista con el auxilio del técnico de laboratorio, que afirman razones mecánicas en la construcción de este tipo de barras, lleva al agregado de anclajes adicionales.

Con tal fin se le agregaron dos anclajes machos, uno en cada hemiarcada, interpuesto entre los pilares situados de caninos y primeros premolares. (Figura 6).

La conexión de la infraestructura a los pilares se fijan con tornillos de 0,48 mm., a través de los cilindros preparados para la conexión con cada uno de los pilares implantarios. (Figura 7).

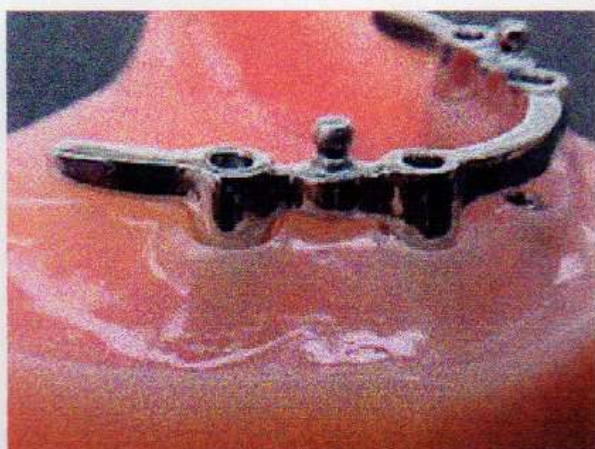


Figura 6: Anclajes machos ubicados entre caninos y primeros molares.



Figura 7: La infraestructura se une a los pilares con tornillos de 0,48 mm.

El borde inferior de la barra se debe terminar a 2 mm. del margen de la mucosa gingival y sus bordes redondeados. De esta manera se le da prioridad a las técnicas de higiene oral, buscando una correcta y accesible profilaxis de la infraestructura. Como consecuencia con este anclaje retentivo se logran abastecer los recaudos necesarios para producir la menor reabsorción ósea posible.

Durante su construcción, se logra mecánicamente una actividad con efectos retentivos y de estabilidad, para, biológicamente salvaguardar los tejidos subyacentes. (Figura 8).

Cuando se termina de preparar la infraestructura, se confecciona la sobredentadura. La misma se realiza en acrílico de termocurado, con dientes de stock. Sus límites de extensión son los similares a los de una dentadura de completa. En su interior tiene preparados los huecos de la contraparte de los anclajes macho, y de la barra pertenecientes a la infraestructura elaborada. (Figura 9).



Figura 8: Barra fresada terminada



Figura 9: Sobredentadura terminada en el modelo con Barras Fresadas

BARRAS COLADAS PREFABRICADAS (TIPO DOLDER)

En segundo término se decidió la preparación de las Barras Coladas Prefabricadas (tipo Dolder), también conocidas como Barras Hader. De esta manera se obtuvo el anclaje retentivo, con su respectiva sobredentadura para llevarlo a los ensayos de tracción.

Sería importante conocer la trayectoria desde sus inicios hasta la fecha, para asimilar su mecanismo de acción y el porqué de su evolución.

Cuando el término oclusión se incorporaba como parte del sistema estomatognático, y nuestras prótesis pretendían insertarse al medio en la búsqueda de retención y estabilidad, asoma Dolder describiendo un sistema de anclajes.

Resolvía gran parte de los problemas mecánicos en prostodoncia. Nacía la idea de ferulizar pilares dentarios, a través de la prótesis removible por intermedio de una barra rígida.

Se ubicaba en el sector anterior, entre dos pilares, lo más cercana al reborde residual. La inmovilización de los pilares, conseguía un éxito periodontal; a veces temporario, otras por un tiempo prolongado.

Se realizaba una minuciosa selección de los pilares, por lo general caninos, unidos en forma horizontal por la barra. La misma se posicionaba en ángulo recto, con la bisectriz del ángulo formado por los rebordes alveolares posteriores, el espacio interoclusal iba a determinar el tamaño y posición de la barra. (32).

Con el transcurrir del tiempo, este tipo de anclajes fue una solución en los casos donde existían problemas periodontales, movilidad de los pilares. Se ha evaluado y comprobado su estabilidad mecánica y resistencia. La paralelización que ejercen entre pilares divergentes aseguran su eficacia.

Pero, se sabe también, que el brazo de palanca produce devastadores efectos, marcando una desventaja para la protección de los pilares. (41-44).

Cronológicamente fueron apareciendo interrogantes por la cantidad de tratamientos que se hacían en la clínica. Se abrían dudas en la elección de pilares dentarios tras la aparición de la implantología.

Por fracasos mecánicos, surge la necesidad de la evolución de este tipo de anclajes.

Si se revisa la bibliografía, este elemento retentivo creado por Dolder poseía un diámetro de 3 mm., que al corte transversal tenía forma de pera.

Constituye un sistema de macho (barra) y hembra (camisa); es decir, una barra rígida uniendo los pilares, y una camisa o contraparte metálica incorporada a la prótesis que se monta a la barra. (32).

Desde el punto de vista de la construcción y el diseño, son muy buenos los resultados, pero en la casuística se observó que con el tiempo un gran porcentaje de pilares se iban desestabilizando. La presencia de vectores verticales y horizontales

detectados durante la función y la parafunción, acentúa la necesidad de atenuar las fuerzas para evitar la flexión sobre los pilares.

A comienzos de un nuevo siglo, frente a la realidad con que se encuentra el prostodoncista, con la necesidad de obtener los mejores resultados de retención y estabilidad para sus prótesis, y con el planteo de un análisis comparativo de elementos retentivos utilizados para sobredentaduras, se decide extraerlo para su evaluación. Se desarrollará a continuación la elaboración de esta barra colada que se la denomina de tipo Dolder, pues con las modificaciones actuales sigue manteniendo los conceptos de este pionero de la Prostodoncia.

❑ ETAPA DE LABORATORIO

En la preparación de este anclaje se utiliza, del avío Preci-Line (Alphaden t-Ceka Attachment), la barra plástica prefabricada para colar. (Figura 10).

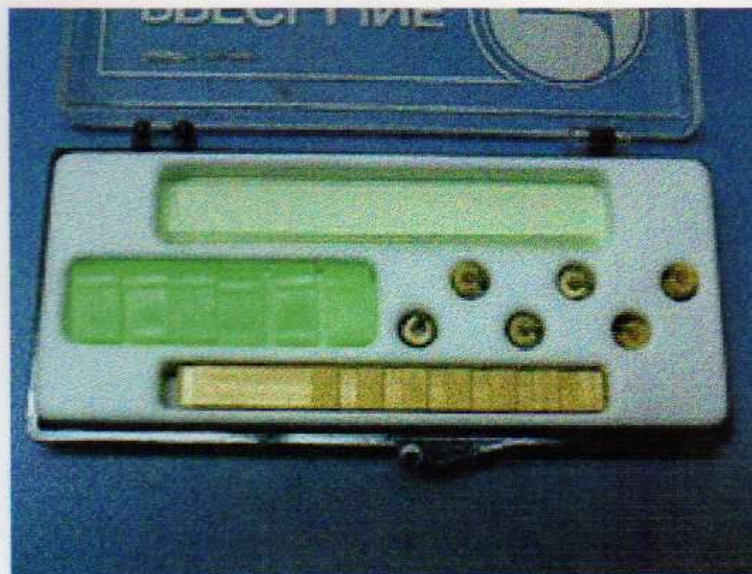


Figura 10: Avío Preci-Line (Alphadent Ceka Attachment).

Es decir, ya se tendrá acordado su espesor y una altura determinada por el fabricante. Se la presenta en el modelo, moldeada para que siga la conformación del reborde, recortada en su extremo inferior para adaptarla a la anatomía de la mucosa gingival. Se colocan los UCLAS plásticos hexagonales Lifecore de 5 mm., fijándolas a los implantes ubicados en zona de caninos y primeros premolares, con tornillos de 0,48 mm. Se pega la barra a la mucosa para fijar su posición, y luego de encerar los cilindros de fijación, se adhiere la barra a éstos, en los distintos tramos.

Los UCLA se cortan de 6 mm. de largo. Con cera para fresado (Reinfert) se construye una barra de espesor determinado por el fabricante y su altura se determina según el caso a tratar. El recorte que se realiza en la barra prefabricada plástica, nos permite no sólo seguir la anatomía del reborde sino también dejar libre con un espacio de dos mm entre el extremo inferior de la barra y la mucosa, para permitir el correcto acceso por parte del paciente, en las habituales técnicas de higiene oral.

Con respecto a su porción inferior, este tipo de barra termina en forma de gota, confirmando los conceptos iniciales de Dolder, evitando de esta manera acumular placa y ser de fácil acceso para el paciente. Se ubica perpendicular a la línea media del arco. Desde el punto de vista mecánico no debe curvarse para que la barra gire sobre ese eje y compensar los cambios de elasticidad de los tejidos y su accionar sea equilibrado entre la mucosa y los pilares. (18, 19).(Figuras 11-16).

Una vez planificado este anclaje sobre el modelo se prosigue con los pasos para la técnica de colado.

UCLAS REVESTIDOS CON CERA Y FRESADOS SOBRE MODELO

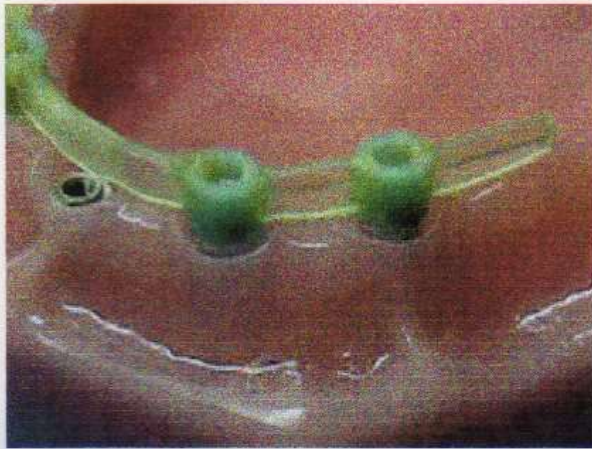


Figura 11

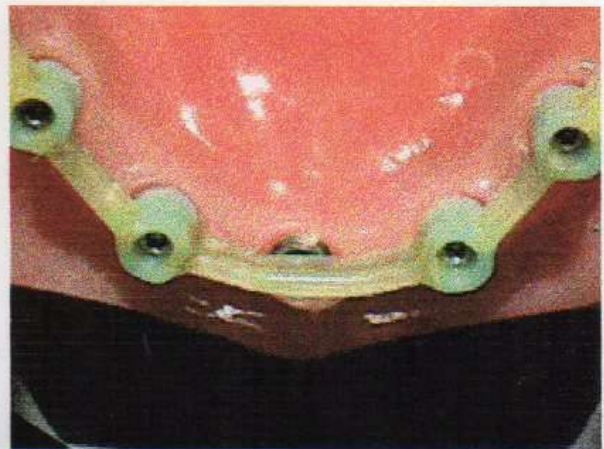


Figura 12

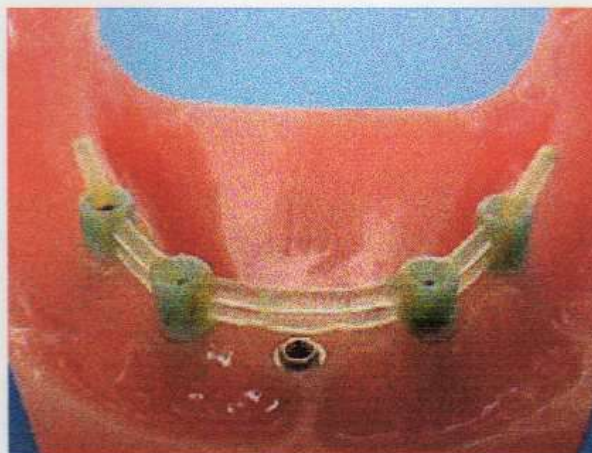


Figura 13



Figura 14



Figura 15



Figura 16

Se colocan los bebederos que se confeccionan con cera en hilos (Bego) de la siguiente manera:

- ❑ Perno de unión del elemento de 2 mm.
- ❑ Canal distribuidor de 5 mm.
- ❑ Bebedero de 4 mm.

Se procede a pincelar todas las partes a colar, previo el vestido con el revestimiento Wiroplus (Bego). En estos casos, donde se busca precisión en el colado, se utiliza dicho material por su granulometría extremadamente fina. (Figuras 17-20).

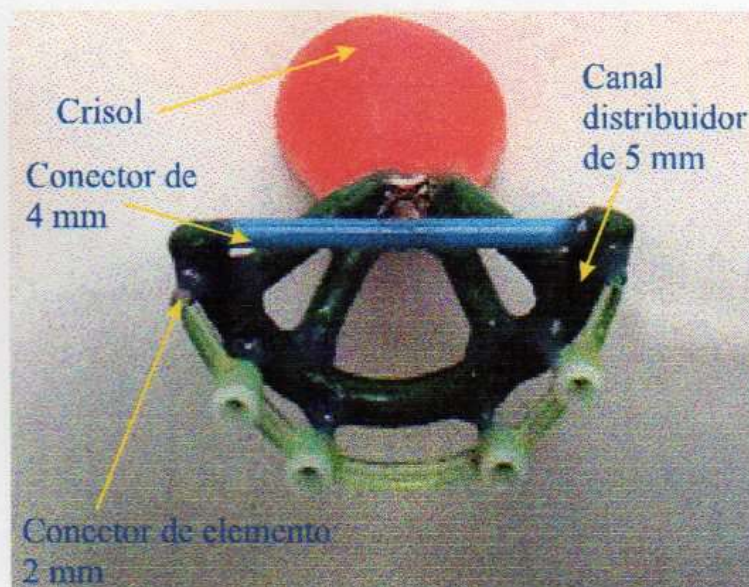


Figura 17: Confección de bebederos



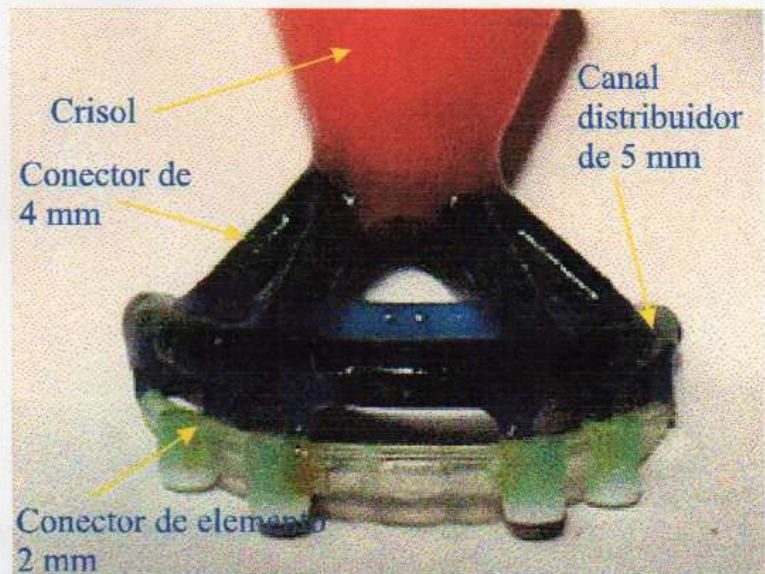


Figura 18

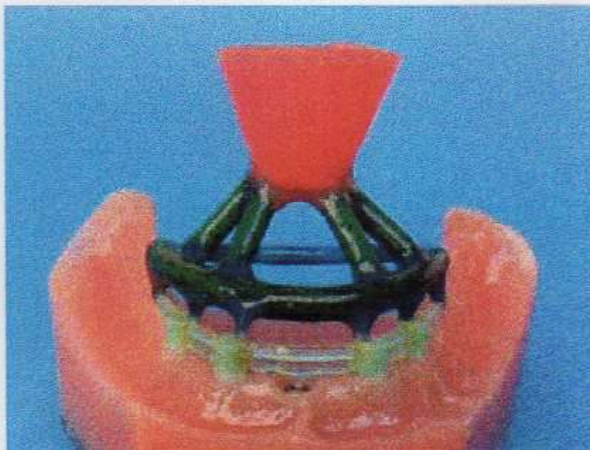


Figura 19: Prueba en el modelo.

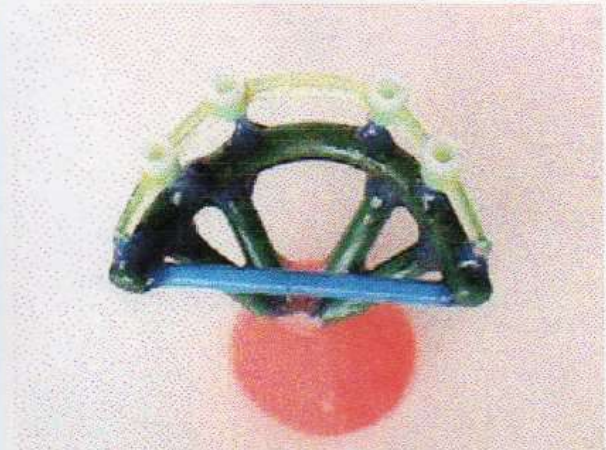


Figura 20: Se pincela con revestimiento líquido.

En el siguiente paso, finalizado el fraguado, se procede al calcinado de la cera.

Este proceso se inicia desde temperatura ambiente hasta los 250° C con una trepada de 8°C por minuto, y al llegar a la temperatura deseada, se detiene para conservarla durante 45 minutos aproximadamente.

En una segunda etapa, una vez finalizado ese tiempo de espera, se realiza otra trepada progresiva de los 250°C a 650°C, con un aumento de 10°C por minuto, se estaciona durante 30 minutos para que luego trepe a la temperatura final deseada de 980° C; se lo deja reposar durante 45 minutos, se retira el aro de colado del horno, se transporta a una centrifuga mecánica para proceder al colado del metal con un soplete de gas-oxígeno y se funde el metal utilizado. En este caso se empleó Wirron 99 (Bego), para colarlo a una temperatura de 1420°C que, por su inercia centrífuga, se completará la matriz.

Se continúa con la tarea rutinaria del colado de metales, se lo deja enfriar y se toma el aro de colado cuando llega a temperatura ambiente. Para la limpieza del aro se utilizan piedras y fresas; se cortan las guías con discos de carburo finos, para realizar el arenado de los metales, el cual se realiza con un chorreado de óxido de aluminio de 250 micras de espesor. (Figuras 21-23).

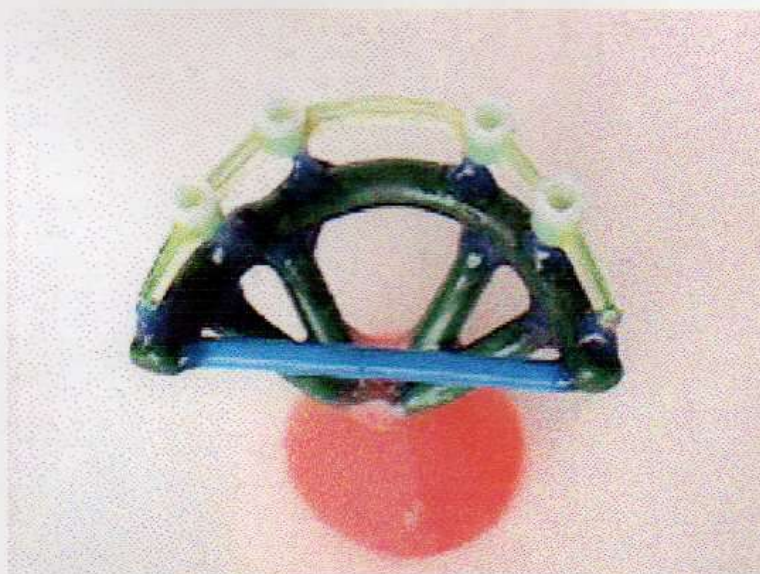


Figura 21

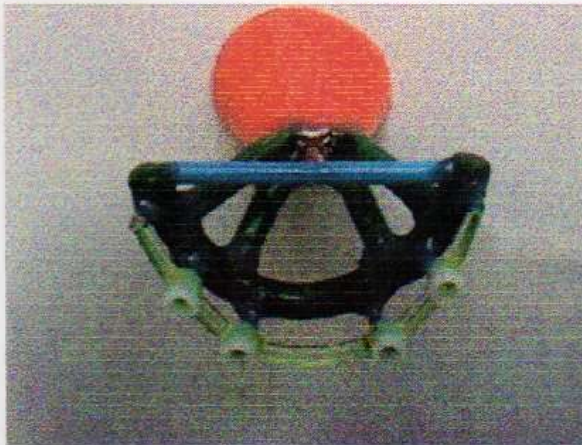


Figura 22: Confección de bebederos



Figura 23: Se alisa con perlas (50 mm)

En este paso se decide dividir la barra, debido a las deformaciones que sufren los metales durante el colado, es decir que las contracciones se pueden salvar con un pequeño corte longitudinal que secciona a la barra en dos partes aproximadamente iguales, lejos de la conexión a los pilares.

Recién en este momento se lleva la pieza de colado al modelo y se la posiciona. Una vez que las partes de la barra están ubicadas en el modelo de trabajo, se procede a atornillar las piezas bipartitas a los pilares. Se decide realizar la unión de las mismas con resina Duralay, por poseer un rápido tiempo de polimerización y baja contracción. Se busca de esta manera fijar una posición y estabilizar la unión, similar a la que teníamos en el encerado previo al colado. (Figura 24).

Se transfieren a una base de revestimiento y se cuela nuevamente. De esta manera se consigue una soldadura sólida y pareja, buscando precisión con la mejor adaptación posible.

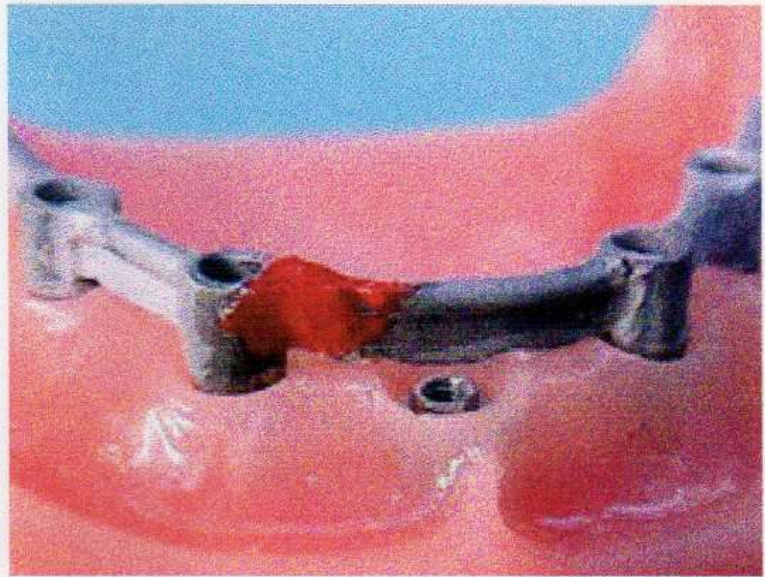


Figura 24: Soldadura con resina Duralay

Continuando con el tratamiento que se les da a los metales luego del colado, se repasan las superficies con fresas de alisado, se pulen las zonas de los anclajes y se perlan todas las superficies con un chorreado de Perlablast (Bego), a 4 Bar de presión. (Figuras 25 y 26).



Figura 25: Realizada la soldadura se presenta en el modelo.

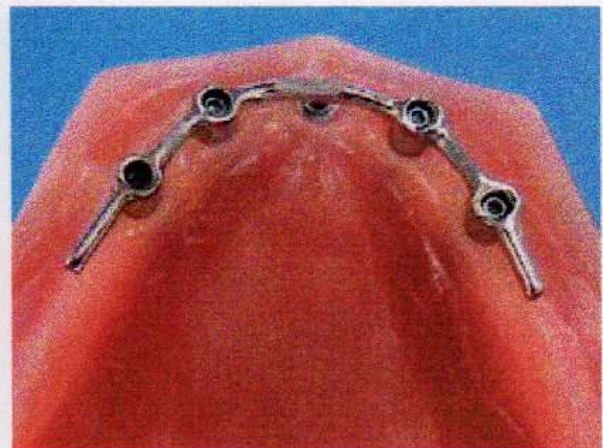


Figura 26: Barra colada (tipo Dolder) terminada.

Se adaptan los conceptos de Dolder a nuestros días, con la tarea de esta barra colada de férulizar múltiples pilares implantarios, a través de un anclaje retentivo protético, que sigue la anatomía del proceso alveolar. Con el trabajo realizado en el laboratorio con pasos precisos, se traducen en resultados positivos en la clínica en la búsqueda de retención y estabilidad.

En el paso siguiente, en el laboratorio se confecciona la sobredentadura de acrílico con dientes de stock, sobre un modelo que presenta una infraestructura colada conectada a los cuatro pilares a través de tornillos de 0,48 mm. que atraviesan los conectores o cilindros preparados sobre cada pilar implantario. (Figuras 27-29).

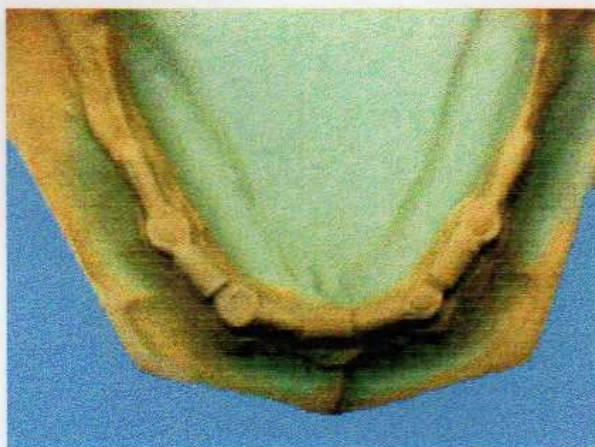


Figura 27: Duplicado del modelo.



Figura 28: Se puede observar en el duplicado del modelo en la zona de los clips, los formadores de espacio.

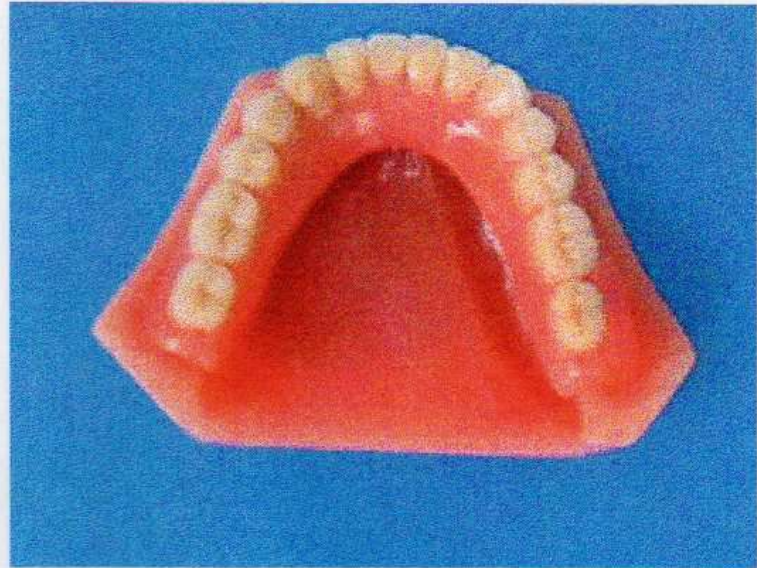


Figura 29: Sobredentadura terminada con Barras Coladas (Tipo Dolder) con clips plásticos.

El laboratorista realiza la prótesis en acrílico de termocurado, cuyos límites siguen la mucosa hasta transformarla de fija a lábil en forma similar al tratamiento de una dentadura de completa. En su interior quedan preparadas las impresiones de la infraestructura y de la mucosa del reborde alveolar. Con la presentación de la sobredentadura terminada y adaptada sobre el modelo, se toman del avío Preci-Line los clips plásticos o caballitos, que vienen en tres colores distintos que indican su codificación para un valor de retención. Se los denomina caballitos universales, los de color amarillo equivalen a un valor de retención normal; color rojo de mayor retención, y color blanco de retención reducida.

Se decide prepararlo con el clip de color amarillo, es decir se busca preparar el modelo para las pruebas futuras con un anclaje de retención promedio o normales.

En el sector anterior, en el recorrido de la barra entre los pilares del sector de caninos, se introduce un envoltorio metálico Preci-Horix contra el acrílico, tratando de ubicarlo en la parte media anterior de la barra y los otros dos entre canino y premolares, a ambos lados. Este envoltorio o lámina metálica nos va a permitir sostener a los clips plásticos. Estos clips amarillos se llevan a la sobredentadura con un auxiliar de inserción del sistema Preci-Horix, y se los hace descansar sobre el envoltorio metálico. De esta manera queda cumplimentado un trámite adicional y rápido que nos permite posicionar la prótesis sobre el modelo, con el fin de obtener fricción en la retención y aportando mayor estabilidad en el conjunto de la infraestructura y la supraestructura para poder vencer las fuerzas horizontales y laterales durante la función y la parafunción.

MAGNETOS

En este estudio comparativo se seleccionaron los magnetos, que es uno de los sistemas más antiguos utilizados como anclajes en Prostodoncia. Dadas sus características propias, se los podría encasillar dentro de un grupo de elementos retentivos totalmente independientes. Se basan mecánicamente en la radiación electromagnética; es decir, que si los dos polos de un imán se conectan con un material ferromagnético, el flujo externo del campo se dirige a través de una lámina de acero (guardián), siendo la vía de menor resistencia, que estando en series forman un circuito completo (45).

Sus particularidades lo encuadran como un grupo de anclajes distintos a los demás sistemas. No utilizan uniones de macho y hembra por lo tanto reciben pocas fuerzas laterales u horizontales. No se requiere paralelismo entre los pilares, las prótesis ajustan automáticamente, y se los considera adecuados y económicos.

Por su accionar pueden ser de campo abierto o cerrado. Los primeros usan los dos polos del imán, siendo el contacto directo, la retención será efectiva, pero si la separación supera los 0,3 mm., la misma cae a 0 (cero), ante mínimas luxaciones pierden retención (41).

Se les objeta el inconveniente que, cuando la corriente magnética pasa por el polo libre, dispersa la radiación magnética hacia los tejidos circundantes, desperdiciando la misma (46).

En los segundos, se usa como uno de los polos, pero si se abren no se pierden por completo (41). En este grupo de magnetos, al flujo magnético que recorre el polo inactivo se lo orienta hacia el captador, aprovechando en mayor medida, la corriente magnética y mejorando la retención (46-48).

Cronológicamente, se observa en la historia de estos auxiliares de retención, una carrera en superar la barrera retentiva en las prótesis. El agregado de montajes consiguió que el fluido magnético se mantenga en un campo abierto o cerrado. Se observó cambios en las aleaciones buscando potencia magnética. Se decide que el plano de la superficie hemiesférica del captador era mejor al plano, por su cercanía con las cargas oclusales, permitiendo la redistribución de la presión y acompañando a la prótesis durante la masticación. La Preat Company (San Mateo, California), saca un diseño (Shiner) con un montaje de campo cerrado, contradiciendo lo que los investigadores venían sosteniendo. Su guardián es plano, pero para proporcionar un movimiento circular de presión, le inserta un contenedor plástico.

Con el tiempo, se advirtió la incompatibilidad de estos elementos blandos en el magneto con los líquidos y el calcio circulantes en la cavidad oral, convirtiéndolos en frágiles. Posteriormente, Shiner diseña el imán Solid State, cambiando el contenedor plástico por uno metálico, observándose un equilibrio de estos magnetos no resilientes con las estructuras óseas y los pilares.

Frente a este panorama, las distintas marcas en el mundo, buscan en su construcción tanto en su cubierta externa como interna, la calidad de los metales para su

éxito. Entre los metales utilizados, se encuentran el titanio solo o aleado con aluminio, acero con cromo, cromo-níquel, la incursión en el estaño, paladio y oro. (37).

El núcleo de los magnetos se basa en aleaciones como el hierro-samarium-cobalto, hierro-neodimio-boro o samario-cobalto. Las aleaciones de neodimio-hierro-boro pueden aventajar a las otras por poseer un 20% más de fuerzas magnéticas (19, 45).

La compatibilidad entre las contraaleaciones y los núcleos del imán, a través de estudios realizados ha demostrado escasa biocompatibilidad entre los distintos sistemas, siendo causa de su fracaso, y no a la actividad propia de los mismos (37).

Por otro lado, en los distintos análisis de los componentes de las contraaleaciones de los magnetos, se discute la poca resistencia a la corrosión. Ésto está indicando que en algún lugar de la unión con el pilar implantario quedan fisuras y existe un envío de iones metálicos a través de los pilares al hueso circundante (49).

Se sabe que estos elementos retentivos conservan su permanencia en el tiempo, y su retención no disminuye con el desgaste, pero se separan ante las fuerzas no fisiológicas, mientras que la prótesis se mantiene en el reborde.

Durante el desarrollo de este trabajo de carácter investigativo se tomó la decisión de seleccionar este tipo de anclajes, dado por su trayectoria histórica, y una importante casuística aportada por el prostodoncista, que conociendo sus ventajas y sus desventajas le ha permitido con éxito los tratamientos en la clínica.



En la variedad existente en el mercado, se decidió la extracción de dos magnetos de distintas características.

Ellos son: el Shiner (normal), y el magneto Dyna.

- **SHINER:**

Es un imán hecho de neodimio con un doble blindaje de plata-estaño, proporcionando un sellado hermético, con una aleación extra-conductora, y es de campo magnético cerrado.

Este magneto permite una rotación, con libertad de movimientos en la prótesis, sin perder contacto entre el captador y el imán.

Este magneto posee una altura de 3,4 mm., y un diámetro de 5,5 mm. También existe una versión Shiner mini, cuya altura es de 2,4 mm., y su diámetro es de 3,9 mm.

Son magnetos resilientes, se contraíndican cuando hay menos de 4 mm. de espacio entre el captador y el antagonista. (50).

Cuando se utilizan sobre implantes se deben usar captadores Combo de distintas alturas. Pueden soportar 680 grs., y el mini un 30% menos. Posee una réplica del protector para el modelo de estudio, pieza de procesado para la impresión y arandela espaciadora.

Etapa de Laboratorio: en el modelo se colocan los emergentes sobre los implantes de la zona anterior, una en cada hemiarcada. El kit posee una arandela espaciadora

que se coloca entre el pilar y el emergente, se pega el imán con cera sobre el emergente y se le da espesor. Este magneto trae una réplica del protector que es de plástico y se enrosca en el emergente. Al término de este proceso se realiza una reproducción del modelo con silicona, y se obtiene un modelo de yeso. Sobre el mismo se realiza la sobredentadura en acrílico de termocurado con dientes de stock. Se la lleva al modelo definitivo y una vez asentado en el mismo se le saca la cera al imán para poder hacer un orificio pasante desde lingual al acrílico de la prótesis hasta el reborde y así poder visualizar al imán que se pega con acrílico.

- **DYNA:**

Dentro de los sistemas magnéticos de campo abierto se lo selecciona, dada su importante inserción en el mercado.

Muy susceptibles al magnetismo, están constituidos por una aleación a base de metales preciosos. Vienen en diferentes tamaños y fuerzas retentivas, normal (300 grs.), y extrafuertes (500 grs.).

Pueden ser de campo abierto y cerrado, según la condición del pilar, se recomiendan en dientes sanos periodontalmente o con anquilosis y en implantes. Se contraindican cuando hay afecciones periodontales.

La insatisfacción por lo existente, hace que los investigadores busquen mejorar la calidad de retención de los magnetos.

Desde 1983, la Dyna Dental Engineering (Bergen op Zoom, Holanda) presentan sus magnetos que evitan las fuerzas laterales, obteniendo una adecuada retención en las sobredentaduras; no obstante implementan en la actualidad el IMP (Posicionador individual del imán). Este elemento resiliente permite fijar el imán a la sobredentadura tanto en el laboratorio como en la clínica, con un correcto montaje individual. Aparece para revertir la actividad de estos magnetos frente a las fuerzas elevadas durante la función y la parafunción (bruxómanos), con su resiliencia el IMP, compensa la resiliencia de la mucosa y evita la destrucción del imán y de los pilares. (51).

❑ ETAPA DE LABORATORIO:

En el modelo experimental se colocan los emergentes en los implantes en la zona anterior, uno en cada hemiarcada. Se presentan los magnetos sobre los emergentes de a uno por vez, se los pega y se les da espesor con cera. Se realiza la reproducción del modelo con silicona y se obtiene un modelo de yeso para confeccionar sobre el mismo la sobredentadura de acrílico de termocurado.

Se le elimina la cera al imán, y al ubicar la prótesis en el modelo se le realiza una perforación por lingual de la zona anterior en dirección hacia el reborde, para visualizar el magneto y adherirlo con acrílico de autocurado. De esta manera el magneto queda incorporado a la prótesis. (Figura 30-33).

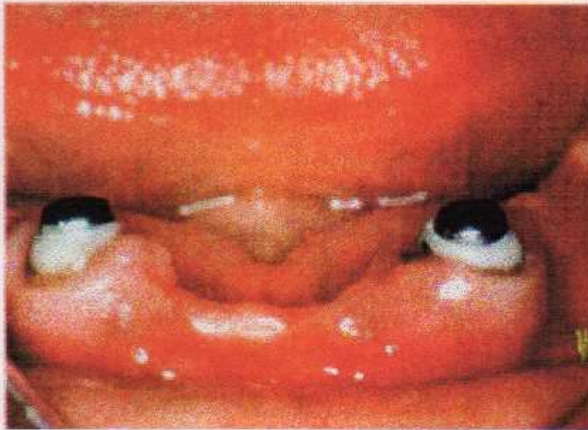


Figura 30: Base colada cementada en las raíces de los dos caninos inferiores (Keeper) para el asentamiento de los imanes tipoDyna.

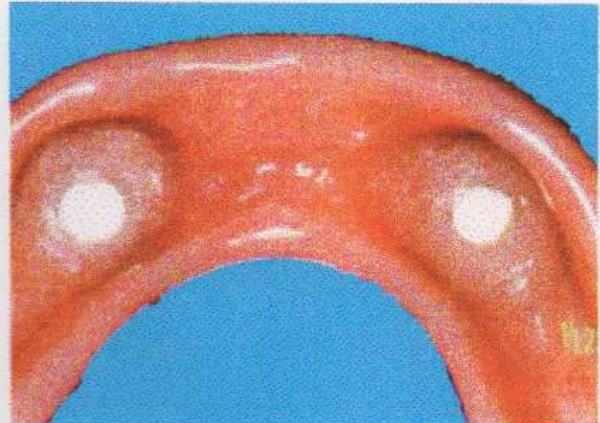


Figura 31: Sobredentadura con los imanes no resilientes

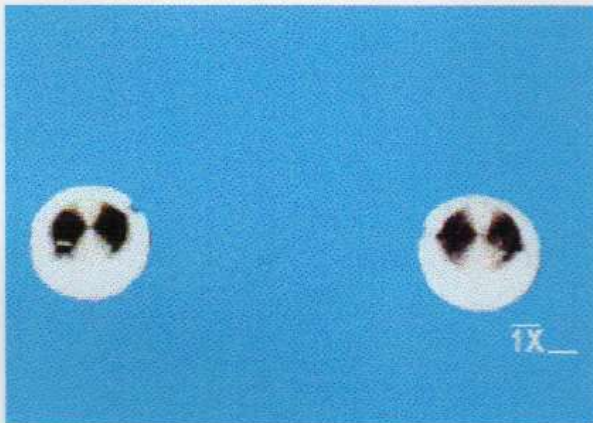


Figura 32: Magnetos de tipo resilientes (Schiner) que poseen rosca para ser fácilmente intercambiables.



Figura 33: Aspecto lateral de las sobredentaduras devolviendo la estética y la función.

ATACHES CEKA REVAX

Este anclaje individual a broche fue seleccionado como muestra y sería importante conocer su trayectoria desde su inicio hasta nuestros días, para una mejor comprensión de su mecanismo de acción.

Durante muchos años, la variedad de anclajes retentivos con que el prostodoncista contaba en el mercado, no satisfacían totalmente las necesidades requeridas en la clínica. En 1951, un técnico de laboratorio, Carl Cluyten diseña en Bélgica los ataches Ceka.

Unos años más tarde, en 1968, se le realizan agregados para completar, lo que en la actualidad el odontólogo posee en el arsenal de retención en prótesis removible (52).

Se lo considera una buena opción en la resolución de los tratamientos con sobredentaduras. Es enmarcado dentro de la clasificación de anclajes individuales, abriendo una brecha en las posibilidades de elección en el diagnóstico en prótesis implantosoportadas. Permite optar entre la resiliencia o no, es decir, equilibrar el movimiento de intrusión entre el pilar y la mucosa. Algunos autores contrarrestan afirmando que la fibromucosa absorbe las fuerzas en lapsos de cuatro a ocho meses, anulando la resiliencia (53).

Este elemento retentivo brinda una resiliencia vertical desde el momento de su instalación en boca con una adaptación poco traumática, estabilidad y mejor control de la prótesis removible (8).

ANÁLISIS DEL ANCLAJE (DESARROLLO): Es un sistema de macho y hembra donde las partes son metálicas, y alternan su posición, ya sea en el pilar o en la prótesis, según la técnica a aplicar.

El macho se presenta en dos tamaños: el Revax Macro y el Revax Standard. El primero se utiliza cuando el espacio lo permite, ofreciendo estabilidad, y es un anclaje audible para el paciente. El segundo es una versión más pequeña que se colocará cuando la prótesis esté estabilizada.

Está constituido por una arandela espaciadora, que se ubica en la hembra o macho elegido como pilar, para permitir una amortiguación o resiliencia cuando es necesario en el apoyo de la base de las prótesis en la mucosa. Ésto será factor de decisión en la presencia o ausencia de este intermediario, si su funcionamiento se requiere en estática o dinámica.

Posee la ventaja de poder ser renovado cuando pierda su efectividad. A veces es necesario la incorporación de un refuerzo en cromo cobalto, que se lo incluye en el acrílico. (Figura 34).



Figura 34: Avío del anclaje Ceka Revax.

Este atache puede ser combinado con los anclajes a barras, donde se obtienen sobredentaduras con estabilidad a las fuerzas laterales y retención, que al mismo tiempo permite, controlar el grado de activación, de vital importancia para los posteriores ajustes en la clínica.

Otras de las cualidades es que se lo puede utilizar como anclaje cuando contamos con poco espacio vertical, y no se puede dejar de destacar que las características de su presentación, solo o combinado con barras, permite una correcta higiene.

□ ETAPA DE LABORATORIO:

Cuando se comienza en el laboratorio con la preparación de este anclaje sobre el modelo seleccionado, se organiza tal cual se venía desarrollando en los elementos retentivos descritos anteriormente.

Sobre los pilares anteriores se presentan los UCLA plásticos hexagonales Life-core de 5 mm., se fijan a los implantes por medio de tornillos de 0,48 mm.

Para poder adaptar los ataches axiales a las circunstancias requeridas en el modelo, para soportar la sobredentadura, es necesario cortar la cabeza del tornillo de conexión del pilar a la mitad aproximadamente. Lo mismo se realiza con el UCLA, para lograr que quede a la altura del tornillo de conexión.

En el momento de la selección del tipo de atache Ceka, se decidió por el Revax Standard M2, que se utiliza tanto para prótesis removibles parciales o totales. La porción macho M2 es utilizada para sobredentaduras, principalmente cuando están suficientemente estabilizadas y tiene una altura de 2,70 mm. y un diámetro de 1,88 mm. (Figura 35).



Figura 35: Partes constitutivas del sistema de macho y hembra.

En la utilización de este atache axial se presentan dos posibilidades, ya sea que el macho quede en el pilar y la hembra en la prótesis, o la hembra en el pilar y el macho en la sobredentadura. Se decide por la técnica tradicional, es decir por la primera de las opciones nombradas anteriormente. A continuación, una vez acondicionados el UCLA y el tornillo de conexión para recibir al macho M2, se enceran a fin de darle un espesor y preparar el terreno para un sobrecolado. (Figuras 36-38).

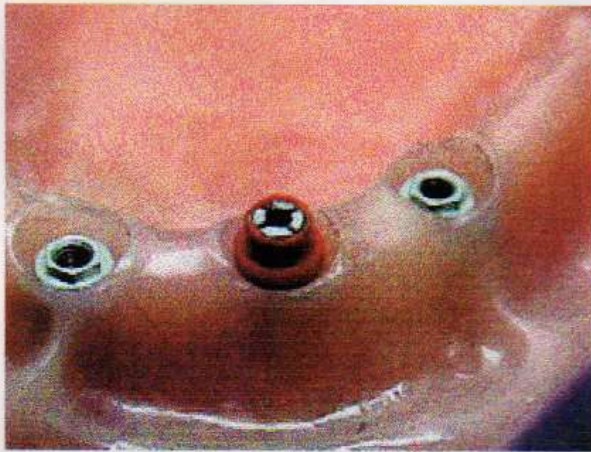


Figura 36: UCLA y el tornillo de conexión acondicionados lado izquierdo.

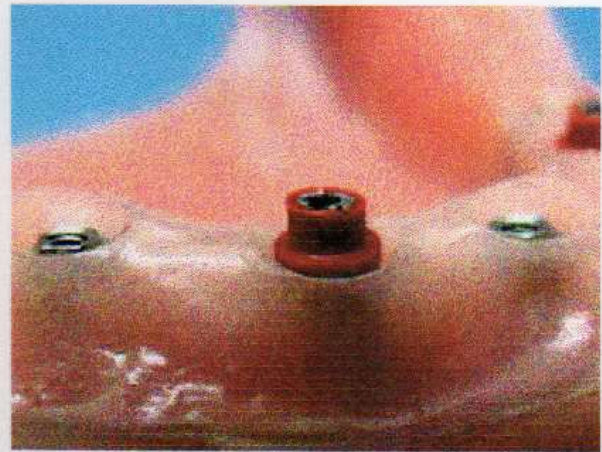


Figura 37: Vela y tornillo de conexión acondicionados lado derecho.



Figura 38: Ambos en zona de caninos en el modelo.

Se presenta el macho del atache axial y se pega con cera la rosca del mismo a la cabeza del tornillo de fijación y al UCLA asentados en el pilar, siguiendo los pasos normales que requiere cualquier colado. (Figura 39-42). Se conforman el perno de unión del elemento, canal distribuidor y bebedero, para proceder a pincelar todas las partes a colar, previo el investido con el revestimiento Wiroplus (Bego), el cual es elegido, como en casi todos los procedimientos anteriores, dada su granulometría extremadamente fina, buscando precisión y seguridad en el colado. (Figuras 43-46). Una vez finalizado el fraguado se calcina la cera y se procede a elevar la temperatura deseada final, pasando a la centrífuga mecánica para proceder al colado del metal con un soplete de gas-oxígeno que funde el metal utilizado; en este caso se empleó plata paladio.

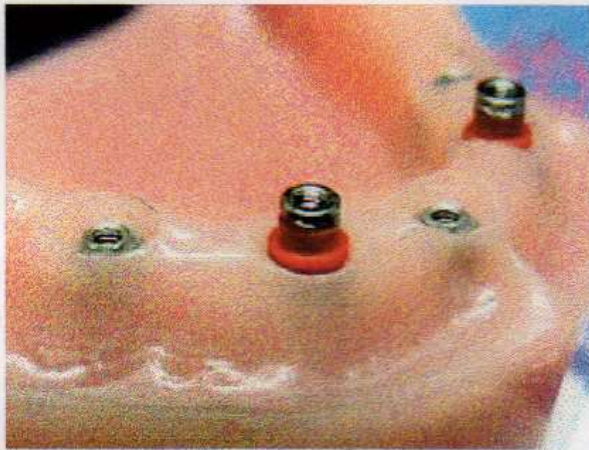


Figura 39: Macho del atache axial presentado en el modelo.



Figura 40: Se pega con cera la rosca del macho al tornillo de conexión y al UCLA.





Figura 41: Ya pegados, se sacan del modelo y se preparan para el colado.

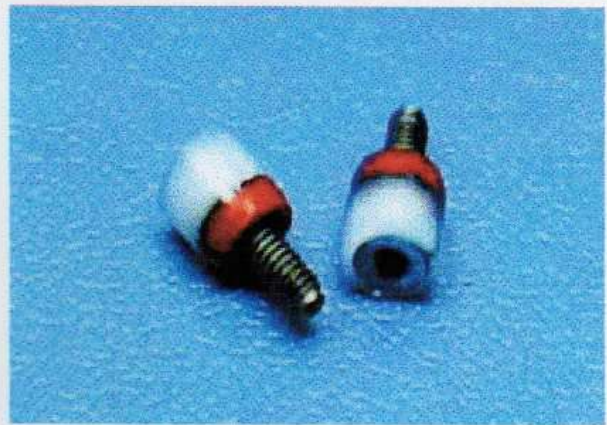


Figura 42: Macho, tornillo de conexión y UCLA totalmente encerados.

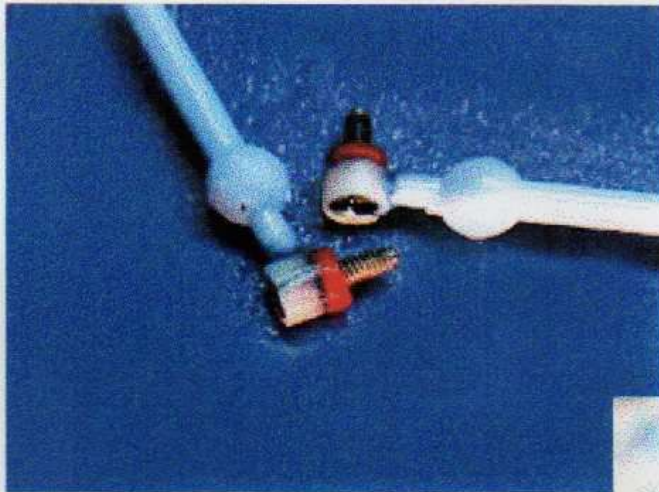


Figura 43: Se conforman el perno de unión del elemento, canal distribuidor y bebedero.

Figura 44: Pieza preparada para el proceso de colado.

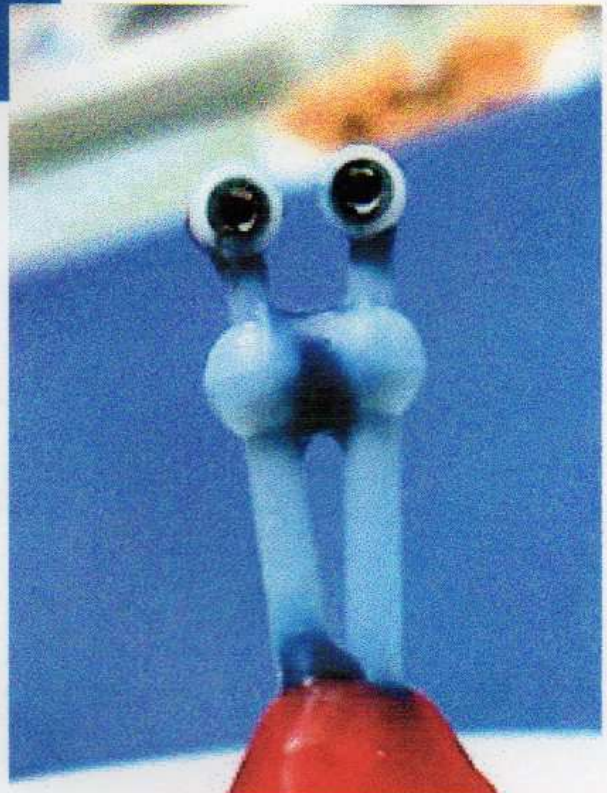




Figura 45: Se procede a pincelar todas las partes a colar.



Figura 46: Pieza preparada para recibir el revestimiento Wiroplus (Bego).

Una vez pulidas todas las superficies, se perlan con un chorreado de Perlablast (Bego), a 4 Bar de presión. De esta manera queda asentado el macho al pilar con la técnica del sobrecolado. (Figuras 47 y 48).

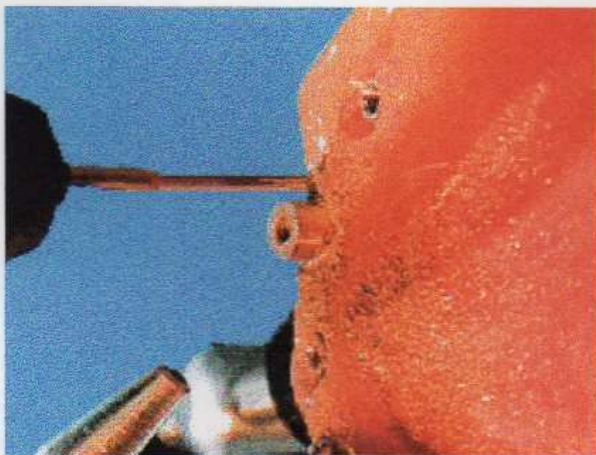


Figura 47: Después del colado se pulen todas las superficies.

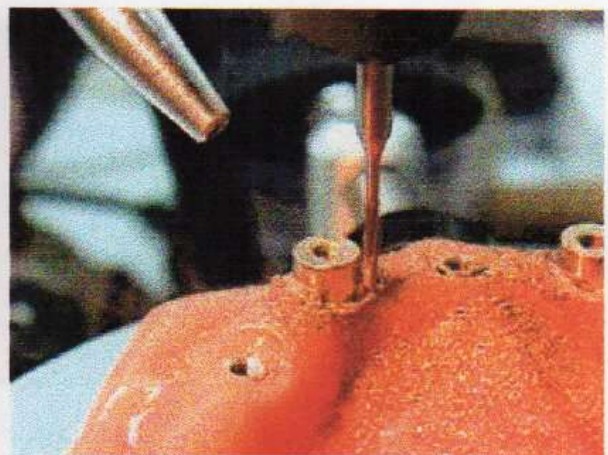


Figura 48: Se perlan con un chorreado de Perlablast (Bego) a 4 BAR de presión.

El próximo paso, sobre una reproducción del modelo, se pasa a confeccionar la sobredentadura de acrílico termocurado con dientes de stock. En la parte donde la

prótesis asienta sobre el pilar, queda la huella para poder adherir a la hembra con acrílico, que una vez fraguado se asienta en el modelo definitivo sobre el macho de los dos pilares implantarios. (Figuras 49-58).



Figura 49: Se encera el macho del anclaje para el duplicado del modelo.

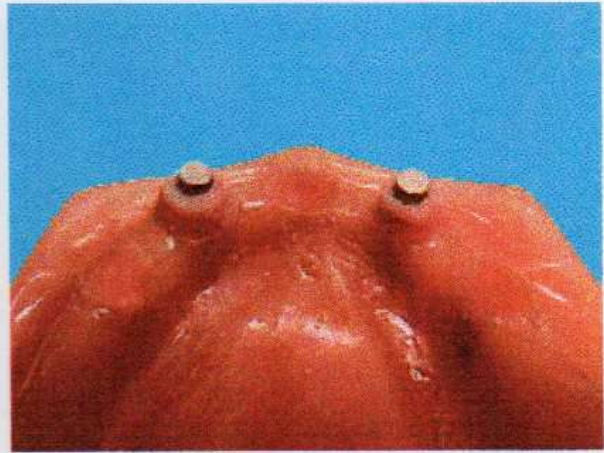


Figura 50: Modelo preparado para la reproducción.

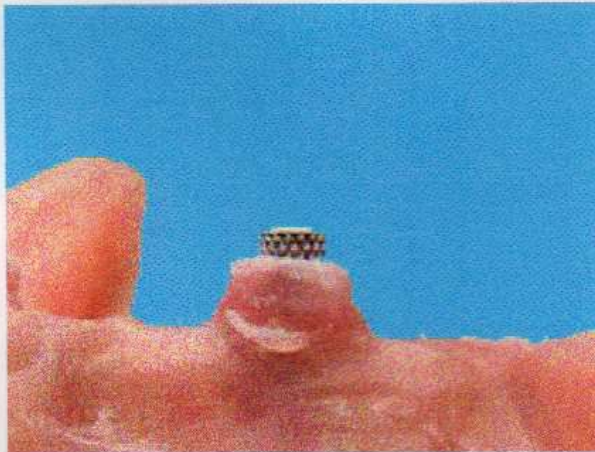


Figura 51: Macho con la protección en cera.



Figura 52: Modelo en la mufla para recibir la silicona.

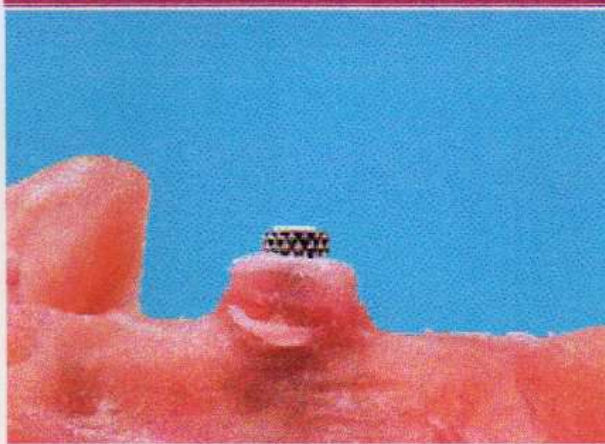


Figura 53: Preparación del macho para la confección de la sobredentadura curado,



Figura 54: Sobredentadura realizada en termoventanas por lingual para adherir la hembra a la prótesis.

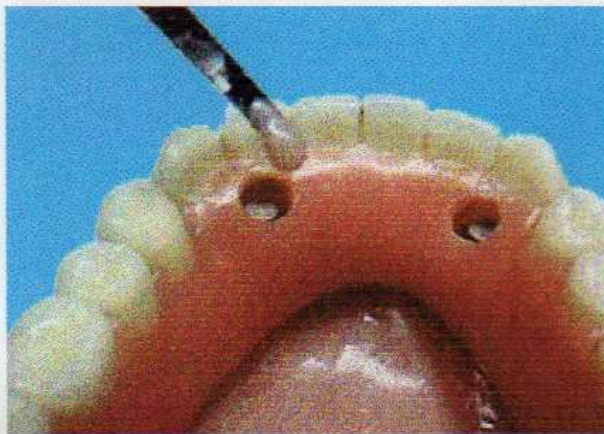


Figura 55: Se prepara el acrílico de autocurado para chorrearlo en las ventanas linguales para el arrastre de la hembra.

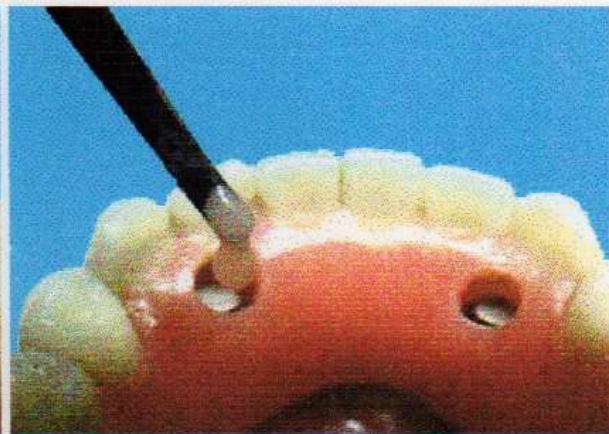


Figura 56: Cierre de la ventana lingual con acrílico de autocurado en estado chirle.



Figura 57: Ambos anclajes machos.

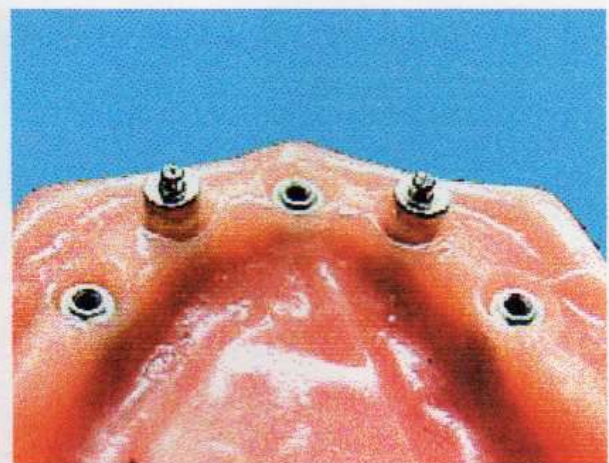


Figura 58: Vista lingual de la porción macho de ambos anclajes individuales a broche.

UNIONES ZAAG

Dentro de los anclajes individuales a broches, se decide incorporar las Uniones Zaag en este estudio comparativo para analizar su comportamiento.

Históricamente los anclajes Zest son introducidos al mercado dental en 1973 por Max Zuest como un sistema resiliente para pilares dentarios en la utilización de sobredentaduras. A través de las experiencias clínicas se visualizó que se producían sucesivas fracturas de la porción macho del anclaje llevando al fracaso de los mismos. Por tal motivo, en los últimos tiempos, nace como una evolución de éstos las uniones Zaag.

Es un sistema de macho y hembra que se presenta en el mercado en forma resiliente o no resiliente y se lo puede considerar para la utilización en sobredentaduras como una técnica sencilla y no muy costosa.

La porción macho está incluida en la prótesis y trabaja en un encaje metálico de acero inoxidable bañado en oro. En su interior, el macho es de nylon y está sostenido a la cofia metálica a través de una banda de retención plástica, brindando resiliencia al sistema. Posee una elasticidad vertical que le permite una inclinación de hasta 15° a partir de su inserción. Esta cualidad le facilita aliviar las tensiones de las fuerzas de la oclusión que recibe, se podría estar hablando de una mutua protección entre la prótesis y los tejidos subyacentes, en muchos casos se observan la sobreestimulación ósea beneficiando el éxito de los trabajos. La porción hembra consiste en un pilar transepite-

lial de titanio, revestido de nitruro de titanio, permitiéndole contar con una superficie biocompatible y resistente, y en su interior lleva la parte retentiva. Esta irá enroscada al implante, y puede ser recta, de 15° ó 25° para corregir angulaciones (Figuras 59-60).



Figura 59: Hembra Zaag tipo standard.

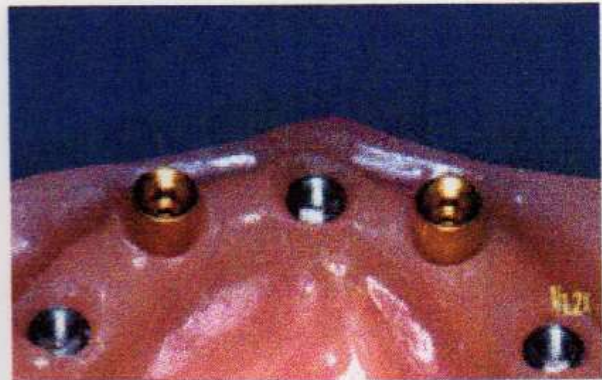


Figura 60: Hembra: consiste en un pilar trans-epitelial de titanio, revestido de nitruro de titanio.

La unión entre ambas porciones está dentro de las raíces cuando el pilar es dentario; o por debajo de la mucosa, lo más cercano al cierre del pilar implantario. De esta manera le permite alejar tensiones de los pilares, que a pesar que el prostodoncista los haya dispuesto relativamente paralelos y correctamente posicionados, va a permitir concentrar la actividad de este anclaje para obtener una óptima retención y estabilidad al sistema.

Ante esta nueva generación de anclajes se ven cambios positivos, pues con sus mecanismos de acción liberan de tensiones al pilar y amortizan las fuerzas de la oclusión, dadas por la localización de la unión y la pequeña movilidad del macho. Así se evitan fracturas. Se pueden utilizar en forma individual o ferulizados a las barras. (54-58).

En la planificación en el laboratorio se presenta, como en todos los anclajes anteriores, el modelo de acrílico experimental seleccionado. Sobre el mismo, se decide la utilización de un par de anclajes Zaag que se colocan en los pilares implantarios de la zona de caninos en el sector anterior.

En primera instancia se debe colocar la hembra Zaag tipo standard, que posee un diámetro principal de 2,5 mm., que se lleva al pilar implantario, con la herramienta hexagonal 0,50 (1,25 mm.) que atornilla la hembra al pilar. Dicha hembra o también llamado pilar Zaag, con su estructura de titanio, está endurecida con una capa de nitruro de titanio para resistir el desgaste. Viene de tres alturas diferentes para acomodarse al nivel del tejido; en este caso se elige la de altura mediana dado que se está trabajando sin requisitos clínicos tomando en consideración las alturas promedio en esta prueba experimental.

A continuación se coloca el macho de tamaño standard Zaag y se lo inserta en la hembra que está en el pilar. Se enceran ambas por sus partes externas para poder realizar una impronta para reproducir el modelo con silicona. De esta manera, después del vaciado correspondiente se puede pasar a confeccionar la sobredentadura de acrílico con dientes de stock. Una vez realizada la misma, en la parte interna de la prótesis quedan los huecos en la zona de los pilares caninos con el diámetro correspondiente al macho, gracias a la preparación previa a la reproducción del modelo. Luego se retira la cera que recubre a los pilares Zaag, se separan macho de hembra del modelo para llevarlo a la sobredentadura.

Se hacen un par de orificios por la parte lingual de la prótesis, se presenta al macho en posición con la hembra del pilar y se coloca acrílico de autocurado para posicionar al macho en el hueco de la parte interna de la misma y se rebasará por los orificios linguales, cuando endurece el acrílico se retira la prótesis del modelo arrastrando al macho que queda adherido a la misma. Por último se retocan los excesos de acrílico por lingual y se pulen. (Figura 61 y 62).

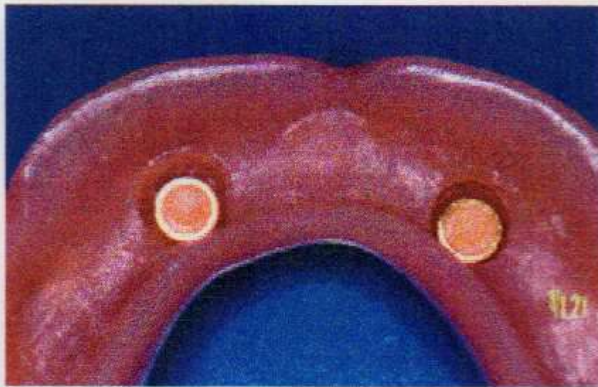


Figura 61: Ambos machos incluidos en la prótesis.



Figura 62: Macho: en un encaje metálico de acero inoxidable, bañado en oro. En su interior es de nylon, sostenido al metal por una banda de retención plástica.

BOTONES

Los anclajes individuales a botones, de una larga trayectoria en el arsenal protético para sobredentaduras, son incluidos como material en este estudio comparativo. Sería importante antes de la descripción y el análisis de los dos anclajes seleccionados para las pruebas de tracción, conocer su mecanismo de acción sobre pilares dentarios e implantarios y su evolución hasta nuestros días en la utilización para sobredentaduras. Con la utilización de prótesis de completa, y a pesar de la ausencia de las piezas dentarias, el paciente conserva cierta sensibilidad que aportan los propioceptores del ligamento periodontal, se reciben los estímulos y sus receptores los envían al sistema nervioso central. Con este mecanismo se pueden controlar y discriminar las cargas superiores a 2 kg sorteando las cargas fisiológicas y, como consecuencia, la pérdida del hueso residual.

En los últimos años ha aumentado el uso de las sobredentaduras en las cuales las ventajas funcionales, estéticas y psicológicas que los pacientes obtienen con estas dentaduras, permiten conservar la altura de las crestas óseas y las sensaciones propioceptivas. (59, 60).

Sobre las bases aceptadas por los prostodoncistas, el fracaso de sobredentaduras aplicadas en raíces, está circunscripto a problemas de caries, pérdida periodontal, endodónticos, fracturas radiculares o pernos. Dando una última posibilidad a las raíces para asentar las prótesis se fue incrementando la variedad de posibilidades de tratamientos, expandiéndose con el advenimiento de los implantes osteointegrados para producir el aumento de la retención y estabilidad (41).

La selección de los dientes como pilares, deben llevar tratamientos de conductos correctos. A partir de ellos se prepara el perno correspondiente, con el sellado previo de la obturación radicular.

El tallado del pilar debe tener forma de Domo; su preparación comienza por proximal pues su límite de corte es más oclusal; se le da prioridad a esta cara y no a las libres para no formar escalones por las distintas alturas entre las mismas.

El perno, independientemente al uso de cofias o no, debe tener forma de domo con una cúpula de 2 a 3 mm de altura a partir de la encía marginal libre. Así se disminuyen las fuerzas laterales sobre las raíces al mínimo.

Se aconseja preparar un surco perpendicular al eje mayor del diente que se continúa con una convexidad al finalizar éste. Las cúpulas no deben tener irregularidades cervicales en exceso para que no provoquen la retención de placa. Las superficies supragingivales y el cemento expuesto deben estar correctamente pulidos.

Es muy importante el uso de cofias provisionales bien adaptadas protegiendo a las raíces durante la terapia periodontal. La espera de la reafirmación del pilar y su mantenimiento intacto, se logrará con el uso de prótesis provisionales después de la impronta definitiva durante los pasos clínicos y de laboratorio. Las cúpulas de por sí dan la sensación de actuar como aparatos fijos pero, deben llevar aditamentos auxiliares de retención. (38, 41).

La correcta selección y preparación de los pilares dentarios e implantarios nos va a permitir recibir a estos anclajes individuales.

Los Botones poseen un sistema de macho y hembra y están indicados cuando



- 1** - Existe un remanente dentario.
- 2** - Posición diagonal de los pilares.
- 3** - Brechas largas que no pueden ser unidas por barras.
- 4** - Arcadas en V, donde en el sector anterior una barra incomodaría la posición lingual en el habla y en la masticación. (62, 63).

Se deberá conocer cuando usarlos; con sus beneficios; pero también reconocer sus limitaciones, no aconsejando su utilización cuando:

- I** - Se realizan reconstrucciones diente-implante.
 - II** - Cuando se combinan con elementos de la supraestructura con distintos grados de movilidad.
 - III** - Si entre las raíces e implantes y la cresta alveolar no hay relación simétrica para evitar un eje de rotación tangencial.
 - IV** - La presencia de una morfología desfavorable de la cresta alveolar.
- (8).

Cuando son utilizados sobre raíces, su mejor ubicación es en caninos y premolares bilaterales, dan mayor estabilidad, no resilientes y se aconseja, por su corta altura cervico-oclusal, en los casos donde el espacio es reducido.

Cuando se analiza y se revisa en el mercado qué tipo de Botones se pueden emplear sobre pilares dentarios e implantarios, la trayectoria de la experiencia clínica transmitida en la bibliografía nos marca un rumbo en la selección de los mismos.

El sistema de anclaje O-Ring/ Dal Ro se aconseja usarlo en remanentes dentarios o implantes mandibulares para su accionar independiente. El macho del anclaje para implante, consta de una pieza roscada que se atornilla y de una cabeza esférica. (Figuras 63 y 64). La hembra está ubicada en la base de la resina acrílica y conformada por un casquillo y un anillo de goma que podrían debilitar la prótesis; por eso muchas veces se programa un refuerzo lingual de cromo-cobalto para darle una mayor resistencia. (6, 13, 41). (Figuras 65 y 66).

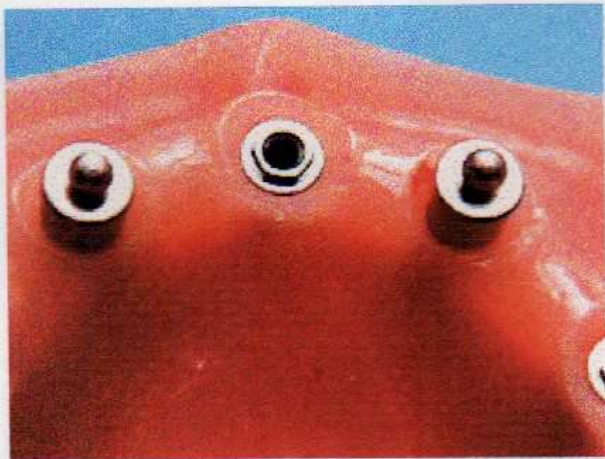


Figura 63: O-Ring: anclaje macho en el pilar implantario.

Figura 64: El anclaje macho para implantes consta de una pieza roscada que se atornilla y de una cabeza esférica.





Figura 65: O-Ring: hembra incluida en el acrílico de la sobredentadura.

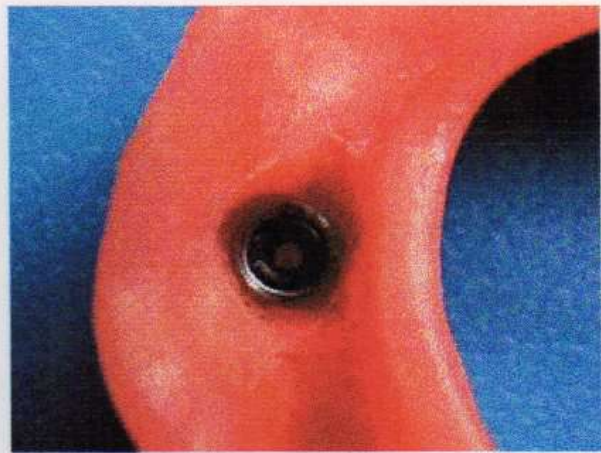


Figura 66: La hembra está conformada por un casquillo y un anillo de goma.

Su colocación puede realizarse mediante el método directo (en la clínica) o por el método indirecto (en el laboratorio). Garantiza una retención circunferencial, resistente de 450 grs, y se trata de ubicarlo en un espacio de 3 mm. Ocupa un lugar reducido dentro del acrílico y los errores de la posición del O-Ring en el uso indirecto en el laboratorio son compensados por las sillas de fijación de éstos en las sobredentaduras. (41, 64).

Estudios realizados en la Clínica Dental Geriátrica de la Universidad de Padua, en un programa piloto, sobre cuarenta pacientes ancianos con un seguimiento de tres años, la colocación de sobredentaduras sobre un solo implante mandibular, en la línea media con este tipo de anclaje, se la ha considerado un éxito, alentando como salida socio-económica el interés de esta técnica. Se lo utiliza para pilares paralelos; atache ideal para prótesis provisionales. Cuando se incorporan pilares implantarios en pacien-

tes edéntulos, se los incluye en la infraestructura, con la posibilidad de su incorporación en completas ya existentes y rebasadas.

Las distintas empresas comerciales los fabrican con indicaciones precisas, por ejemplo el atache de bola de Nobelpharma es para el uso de pilares unitarios, brindando retención y estabilidad, reduciendo el impacto, la torsión y la presión, refiriéndose por supuesto a conexiones sobre implantes. (7, 15, 41, 62).

- **ETAPA DE LABORATORIO:**

Para la confección de las sobredentaduras en el grupo de los Botones, se seleccionaron dos anclajes prefabricados: el atache bola Dalla Bona y el O-Ring, ambos de Lifecore Biomedical (Chaska, Minnesota, EE.UU.).

En primera instancia se seleccionó uno de los modelos experimentales de resina: el Dalla Bona de 4 mm de diámetro. Se llevó a la porción macho con la herramienta "Dalla Bona" a los implantes del sector de caninos, un atache a cada lado, se lo arrimó hasta ajustar convenientemente con la base del implante. La hembra es metálica, posee un contorneado externo ranurado para su activación y se inserta sobre el macho ya ajustado en el pilar. Se sigue el procedimiento rutinario de laboratorio para la confección de la sobredentadura.

Se enceró la unión del macho y la hembra, se los cubre con cera al casquillo y al atache bola para poder realizar la reproducción del modelo. La misma se realizó con

silicona para conseguir fidelidad en la impronta. Reconstruido el nuevo modelo se comenzó sobre el mismo la confección de la sobredentadura de acrílico y dientes de stock. Una vez finalizada, se agrandó un poco la huella que dejó la hembra en la parte interna a la altura de los caninos, se posicionó la prótesis en el modelo original para verificar su asentamiento.

Se realizaron dos orificios por lingual de la prótesis a la altura de la hembra y se colocó acrílico de autocurado tanto en lingual como en el hueco dejado por la hembra, en el interior de la sobredentadura, para realizar un arrastre de la misma y de esta manera quedó incorporada la hembra a la prótesis, luego se pulió el resto del acrílico incorporado. (Figura 67-75).

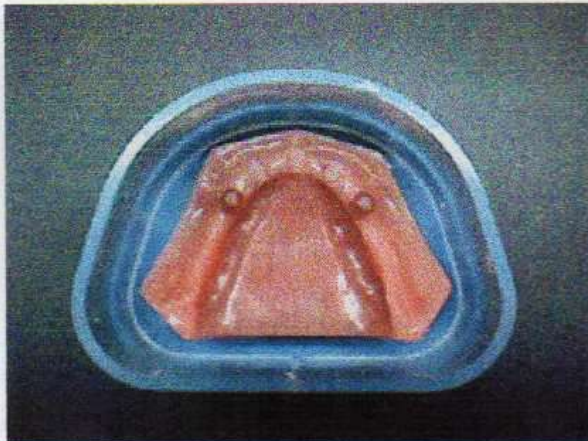


Figura 67: Modelo maestro colocado en mufla.

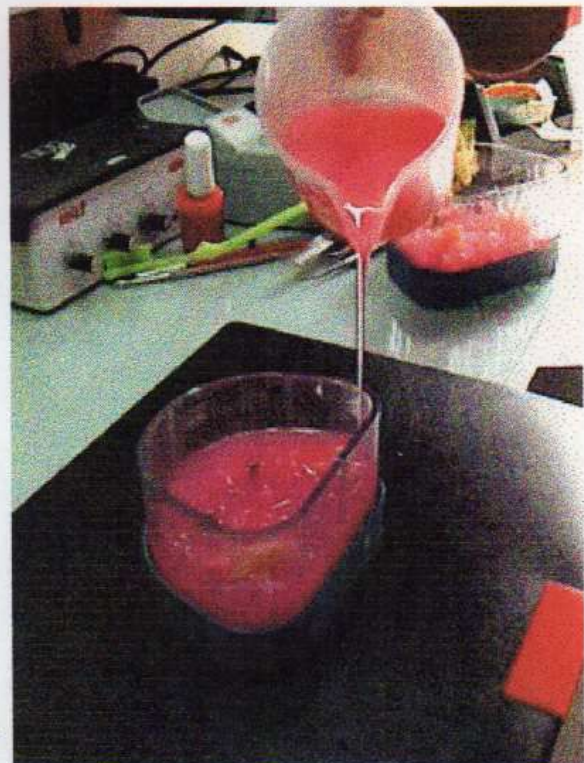


Figura 68: Vaciado de la silicona.



Figura 69: Se completa el vaciado.



Figura 70: Contramufla en posición.

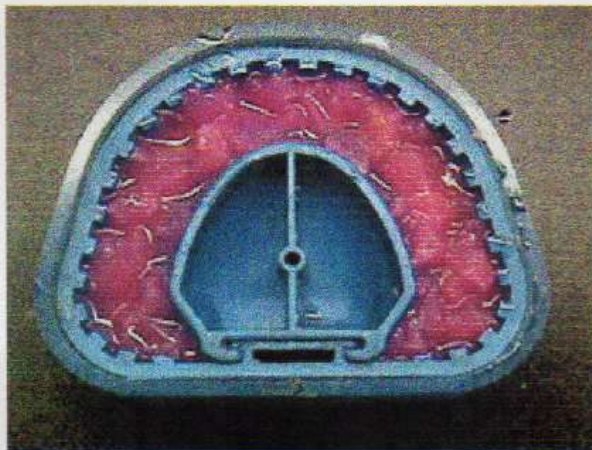


Figura 71: Se espera el fraguado de la silicona.



Figura 72: Duplicado del modelo maestro.

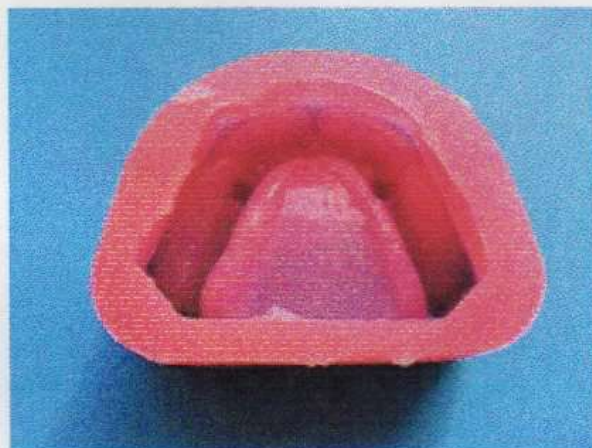


Figura 73: Contramufla en posición, se retira el modelo maestro y se prepara el duplicado.



Figura 74: Dalla Bona: porción hembra incluida en el acrílico de la sobredentadura.



Figura 75: Dalla Bona: Lado derecho del interior.

En el modelo de resina acrílica se continuó con la inserción del O-Ring de 4 mm de diámetro. Se llevó la porción macho a los implantes del sector de caninos, uno a cada lado de la arcada, arrimándolo hasta ajustar convenientemente con la base del implante. Se ajustó el casquillo con el anillo de goma al macho. Se siguió con el mismo procedimiento realizado con el Dalla Bona, es decir se duplicó el modelo, se realizó la sobredentadura, y por último se arrastró con acrílico de autocurado, quedando incorporada la hembra al acrílico de la prótesis. (Figuras 76 y 77).



Figura 76: O-Ring: porción hembra arrastrada de la sobredentadura donde se puede observar la y adherida en el acrílico de la sobredentadura.



Figura 77: O-Ring: se observa la hembra metálica con el anillo de goma en su posición definitiva.

Con la descripción de las estructuras y funciones de los anclajes retentivos de los ocho grupos escogidos, los cuales fueron realizados sobre modelos de resina acrílica con sus respectivas sobredentaduras, se entraría en la etapa de los objetivos prefijados.

Sobre la idea de poder transmitir en este estudio el comportamiento de los distintos elementos retentivos, frente a los distintos tipos de fuerzas cuando éstos están ubicados sobre dos o cuatro pilares soportando su respectiva sobredentadura, se trasladó el material preparado a algún medio que permita analizar las tensiones ejercidas sobre los anclajes retentivos, los cuales sostienen a la supraestructura, donde se trabaja *in situ* y distalmente a las brechas. Se trató de ver la posibilidad de resolver el comportamiento de las prótesis frente a los movimientos ántero-posteriores, y calibrar la magnitud de las fuerzas de oposición de las partes constitutivas de las prótesis frente a las acciones de las cargas tal como sucede en la cavidad oral.

En la búsqueda de la simulación de las cargas que recibirán las prótesis preparadas, se recurrió al auxilio de la aparatología específica para realizar mediciones de tracción: máquina Universal de Ensayos Mecánicos y Dinamómetros de Tracción. La misma está equipada con celdas de cargas y define el peso que soportará el objeto a estudiar hasta ser traccionado.

Esta máquina posee adaptadores auxiliares donde se apoyan cada uno de los ocho grupos a analizar. La parte superior de la máquina posee un travesaño de 135 mm, que podrá graduar su velocidad.

Con el fin de asegurar el contacto de la máquina con las prótesis retenidas en los modelos, fue necesario preparar la muestra, para la cual se perforó a la altura de los primeros molares desde vestibular a lingual, a nivel de cervical de los dientes de stock de la prótesis del lado derecho e izquierdo, lo mismo se realizó a la altura de los centrales. De esta manera, nos quedó un triángulo de distancias parejas, y se pasó por los orificios realizados, un alambre de 0,7 mm. Estos alambres, del mismo largo, fueron anudados, se realizó una argolla para fijarlos al travesaño de la máquina, y a su vez se aseguraron los cabos de los alambres de las caras vestibulares de los molares y de los centrales con un nudo para que no se zafen de la prótesis durante las pruebas. (46, 61, 79). (Figuras 78 y 79).

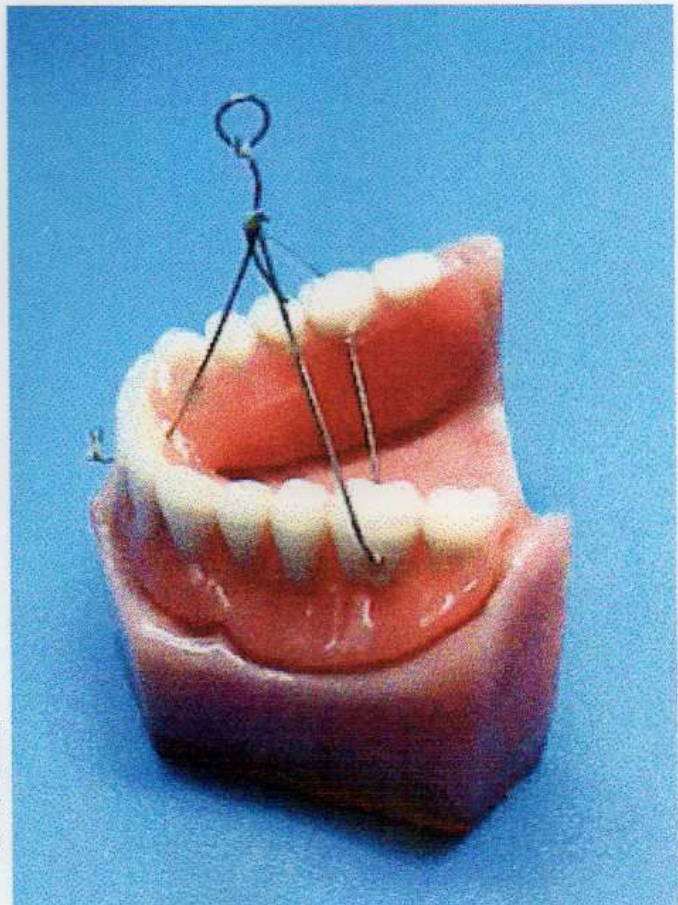


Figura 78: Muestra con el alambre de 0,7 mm que forma un triángulo de distancias parejas, obsérvese la unión en un punto y la argolla para sujetarse al travesaño de la Instron.

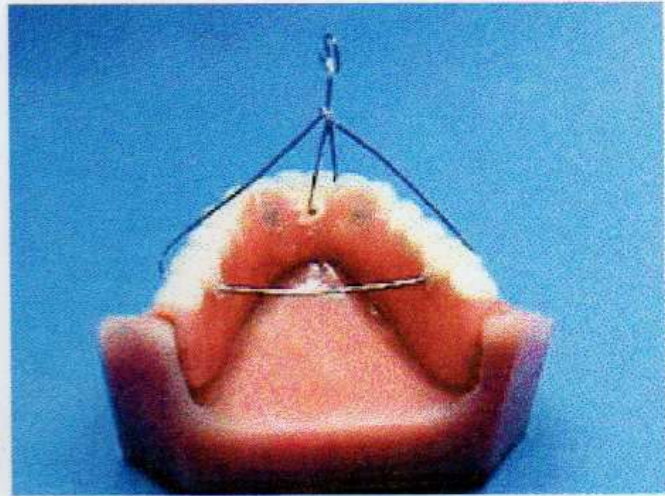


Figura 79: Muestra donde se observan las perforaciones en los primeros molares y en el central.

Los modelos, sobre una plataforma de trabajo, fueron afirmados para impedir su movilización durante los ensayos, con una prensa. Se decidió ejercerle al travesañó velocidades de tres y dos milímetros por minuto, en cada grupo se le realizaron seis pruebas de 3 mm por minuto y cuatro de 2 mm por minuto. Al mismo tiempo, la máquina iba graficando la secuencia de tracción sobre un papel milimetrado a través de una púa inscriptora, a una velocidad de 50 mm por minuto. Es decir, de los ocho grupos se obtuvieron los gráficos correspondientes a cada una de las diez pruebas de cada grupo. En cada gráfico se pudo observar por la púa el seguimiento lineal del desprendimiento de las sobredentaduras, de las cargas aplicadas por la Máquina de Ensayos Mecánicos.

Se continuó la observación durante las aplicaciones de cargas, hasta realizar la tracción de las prótesis. La misma se aplicó en un dispositivo de tres tensores, de modo tal que durante la extracción de la prótesis se mantuviese paralela a la base de apoyo. Para obtener dichos resultados se utilizó una máquina universal de ensayos

marca Instron, modelo TTCML N° 1516, equipada con celdas de carga INSTRON de 2daN y 50 daN de capacidad máxima.

En cada caso se efectuaron diez determinaciones de la carga de desprendimiento, las cuales se informaron como A, B, C, D, E, F, G, H, I y J. Se indicó la velocidad del travesaño empleado en cada ensayo. Se observó que en algunas muestras se produjo un primer desprendimiento, la misma siguió tomando carga hasta producir un desprendimiento final. En el informe se mencionó a la carga inicial como Primera Carga, en alguna de las muestras se produjo un segundo escalón, que se lo informó como Segunda Carga; hasta llegar a la carga máxima de desprendimiento final. En alguna de las muestras se observó solamente el desprendimiento final.

Después de finalizados los ochenta ensayos, quedaron registrados los resultados de las cargas de tracción en forma gráfica lineal y la fuerza fue medida en daN (Sistema Internacional de Medidas).

Con los datos registrados durante las pruebas de tracción, fue necesario realizar un análisis estadístico para reunir más elementos para la evaluación de los objetivos y llegar a conclusiones concretas.

Esto se realizó por medio del análisis de varianza (ANOVA), por el test de Tuckey y el test "t" de Student. Así se establecieron ocho tablas, donde cada grupo encabezó la suya contra todos los demás grupos. En cada una de las tablas quedó registrada la comparación de los términos medios de cada grupo, con las medias de los otros grupos sobre un total de diez ensayos. Las diferencias resultantes de comparar

los diferentes grupos fueron considerados estadísticamente significativas cuando $p < 0.05$. Además se agregaron los datos del Intervalo de Confianza (I.C.) de cada grupo, donde I.C. es igual a $\bar{x} \pm 1.96$ D.S. (Término medio ± 1.96 Desviación Standard).

Esto permitió realizar un análisis profundo y obtener los resultados necesarios para la discusión que llevó a conclusiones posibles de la comparación de los anclajes retentivos utilizados en sobredentaduras en este estudio.

RESULTADOS

Cuando se comenzó con la observación en primer término, de las diez pruebas realizadas con el grupo de los Magnetos Dyna, se observó una primera carga de desprendimiento de la prótesis en todas las determinaciones, salvo en el cuarto ensayo que no se produjo primera carga. Sus valores comenzaron en el primer ensayo (A) con 0,330 daN, subió a 0,360 daN en el B, descendió en C, D, E, F, luego fue trepando en los ensayos G, H, I y J, y llegó muy cerca de la marca inicial o sea se registró 0,315 daN, apenas inferior al primer desprendimiento realizado. Con respecto a la carga máxima que soportaron para el desprendimiento final, siguieron un recorrido similar al desprendimiento inicial; es decir, el valor más alto se observó en el ensayo C con 0,400 daN, bajó abruptamente en el ensayo D (0,265 daN), se recuperó en los ensayos subsiguientes E, F, G, H, I y J, terminando en un valor de 0,360 daN, muy cerca de los valores de los primeros ensayos. En este anclaje retentivo, con baja carga de desprendimiento, con poca diferencia entre la primera y la última prueba, sería importante acotar que cuando alcanzó su máxima carga, el travesañó tenía una velocidad de 3 mm/min., pero cuando en los dos últimos ensayos recuperó carga se acercó al valor más alto la velocidad del travesañó fue de 2 mm/min.

En la segunda muestra, perteneciente al anclaje retentivo individual DALLA BONA, también se observó una primera carga y una carga máxima de desprendimiento

final y se alternó la velocidad del travesaño de 3 y 2 mm/min. Durante los ensayos A al C se notó un aumento progresivo de la primera carga, de 2,110 daN a 2,250 daN con una velocidad de 3 mm/min., bajó en los ensayos D y E (velocidad de 2 mm/min.), no hubo primera carga en F y G, para terminar en J con un valor de 2,205 daN (velocidad de 2 mm/min.), es decir resistió más en la primera carga con respecto al ensayo A. El desprendimiento final comenzó en la prueba A con 2,230 daN (velocidad 3 mm/ min.), aumentó en B, llegó al valor más alto en C de 2,490 daN, fue disminuyendo lentamente en D, E, F y G, y terminó en los ensayos H, I y J de distintas velocidades del travesaño a un valor de 2,230 daN, un valor importante de desprendimiento final y similar al primer ensayo A.

En la tercera muestra de este estudio se colocó en la máquina de ensayos el grupo de los Magnetos Shiner. Después de las diez determinaciones de cargas practicadas por la máquina, se observó que hubo tres momentos de cargas en casi todas ellas.

En todos los ensayos existió una primera carga con excepción del ensayo G. Es de importancia notar la primera carga del ensayo A que fue de 0,685 daN, luego bajó a 0,435 daN en B, subió en C, y llegó a un valor más alto en D que movilizó la prótesis 0,745 daN. A partir del ensayo E hasta J, comenzaron a bajar los valores de desprendimiento hasta cifras con distancias mayores al 50 (cincuenta)% de diferencia con respecto al primer ensayo.

Como se mencionó anteriormente hubo en este grupo, una segunda carga de movilidad de la prótesis en los ensayos B, C, D, E, F, H, I y J, donde en el segundo

ensayo se observó una carga de 0,840 daN, se mantuvo en C, D y E, para bajar a más del 50 (cincuenta)% en F, H, I y J, similar referencia obtenida durante la primera carga.

Durante la carga máxima de desprendimiento final se observó en A un valor de 1,060 daN, un dato bastante importante para este tipo de anclajes. Bajó a 0,960 daN en B, para recuperarse a 0,980 y 0,990 daN en C y D; parecía mantenerse estable pero en E descendió a 0,940 daN y en F bajó a 0,355 daN, subiendo muy poco su capacidad de estabilidad pues en I y J se estabilizó en 0,415 daN. Con respecto a la velocidad del travesaño se podría decir que el pico lo hizo con una velocidad de 3 mm/min., en su primer descenso y luego se recuperó en D que lo hizo con una velocidad de 2 mm/min.; y en el descenso final los picos en G y H con una velocidad de 3 mm/min., para recuperarse en I y J con una velocidad de 2 mm/min. alternadamente, no se notó incidencia del factor velocidad en el efecto de las cargas.

En las pruebas realizadas en el grupo cuatro de los O-Ring, hubo solamente carga máxima de desprendimiento final. Comenzó con un valor de 1,360 daN en el ensayo A, bajó a 1,315 daN en C, siguió bajando en D y E. En F realizó la mayor carga registrada de 1,695 daN, luego descendió progresivamente hasta llegar a 1,165 en J. Se observó que con la velocidad del travesaño de 2 mm/min. mostraba las menores cargas de desprendimiento de valores similares tanto en D, E, I y J.

Cuando el turno de la quinta muestra con los anclajes Ceka Revax llegó a la Máquina de Ensayos Mecánicos, se pudo observar la presencia de una primer carga en

los ensayos A (2,060 daN), C (1,890 daN), D (1,520 daN), E (1,175 daN), H (1,325 daN), I (1,225 daN) y J (1,150 daN). Se visualizó la ausencia del primer desprendimiento en B, F y G; es decir que la máquina siguió tomando carga con la demarcación lineal en el gráfico de una segunda carga de tracción. Esta dio valores en D (2,305 daN), E (1,740 daN), F (2,060 daN), G (1,960 daN), H (2,060 daN), I (1,350 daN) y J(1,300 daN), donde la máquina siguió tomando carga hasta producirse el desprendimiento final. Comenzó en el ensayo A que la primera carga fue de 2,060 daN y se desprendió totalmente con 2,315 daN, en el ensayo B bajó levemente a 2,110 daN y sería importante destacar la ausencia de primera y segunda carga. En C el valor registrado fue de 2,205 daN, que a pesar de haber subido su resistencia a la tracción con respecto a la prueba anterior, tuvo una primera carga de movilización en la prótesis y siguió directamente al desprendimiento final. En el ensayo D marcó el valor más alto de 2,450 daN, aquí se pudo notar la presencia de un primer movimiento de la sobredentadura (1,520 daN) muy distante a los valores finales y mostró un segundo escalón (2,305 daN) de valor similar a la carga máxima del ensayo A, y se resistió 145 daN más dando un importante valor de resistencia a la tracción. Es de destacar que se realizó con una velocidad del travesaño de 2 mm/min. En E con una velocidad de 2 mm/ min. bajó a 2,180, también hubo una primera carga (1,175 daN) un valor más bajo que los anteriores y se recuperó en la segunda carga (1,740 daN). Durante los ensayos F (2,110 daN) y de valor similar en G, siguieron descendiendo, con muy poco margen con la segunda carga 2,060 daN y 1,960 daN respectivamente, siendo interesante destacar la ausencia de primera carga.

En el ensayo H mostró el segundo valor de desprendimiento final, similar al ensayo A, pero con una primera carga (1,325 daN), y recién apareció la segunda carga (2,060 daN) similar a la primera carga del ensayo A. En los ensayos finales I y J la carga máxima siguió descendiendo a 2,155 daN y 1,960 daN respectivamente, ambos con primera y segunda carga. Se observaron en J los valores más bajos de esta muestra y con una velocidad de 2 mm/min., similar a la velocidad del ensayo D donde dio la carga máxima más alta.

Finalizados los ensayos de la quinta muestra, se preparó en el modelo experimental la barra Hader o barra colada de tipo Dolder sobre cuatro pilares implantarios y con clips plásticos.

Durante los ensayos de la sexta muestra se observó solamente el registro de la carga máxima de desprendimiento final. Comenzó en el ensayo A con 2,100 daN, y se apuntó como el valor de máxima resistencia a la tracción. En el segundo ensayo descendió a 1,900 daN, siguió bajando en C (1,805 daN), D (1,745 daN), E (1,685 daN), F (1,595 daN), G (1,530 daN), H (1,520 daN), I (1,460 daN) y J (1,440 daN), es decir del primer ensayo al último hubo un descenso progresivo con una diferencia de 0,660 daN entre la primera carga y la última.

En el próximo turno se sometió a la evaluación a las Barras Fresadas nominadas como séptima muestra. Aquí no se notó movimiento en la sobredentadura hasta producirse la carga máxima de desprendimiento final. En la Instron se registró en el ensayo A 3,040 daN el valor más alto registrado en las muestras anteriores. En el

ensayo B descendió a 3,015 daN, en C y D volvió a descender a 2,990 daN, con una estabilidad entre el tercer y cuarto ensayo, a pesar de trabajar uno con una velocidad de 3 mm/min. y 2 mm/min el otro. Durante el ensayo E se notó otro registro en descenso con 2,940 daN, con la expectativa de la evolución de los ensayos, en F (3,800 daN) se registró el escalón más alto de resistencia de la prótesis con éstos anclajes, con una velocidad del travesaño de 3 mm/min. En los subsiguientes ensayos, G (3,700 daN), H (3,555 daN), I (3,505 daN) y en J (3,480 daN), fueron descendiendo lentamente pero todos con valores por arriba de los 3,000 daN. Independientemente de la velocidad del travesaño sería importante remarcar la superioridad de los registros de los ensayos I y J con respecto a los primeros.

En este tramo del estudio comparativo de los anclajes retentivos en sobredentaduras se incorporó un anclaje individual de poca data nominada como muestra N° 8 (ocho) a las Uniones Zaag.

Aquí se registraron escalones de primera carga solamente en los ensayos A (1,520 daN), B (1,470 daN), C (1,375 daN), D (1,570 daN) y en E (1,520 daN). Se pudieron observar en estas pruebas un descenso en B y C, se recuperó y superó el registro de A en el ensayo D, y se estabilizó en E, todos éstos con una velocidad de 3 mm/min.

Durante los ensayos F, G, H, I y J no se registraron primera carga, pasando directamente al desprendimiento final, donde en F fue con una velocidad de 3 mm/min, y en las otras restantes con una velocidad del travesaño de 2 mm/min.

En la búsqueda de resultados, el ensayo A registró una carga de desprendimiento final de 1,935 daN, descendió en B (1,890 daN), bajó a 1,665 daN en C. En D marcó el registro más alto con 2,035 daN, para descender en el ensayo siguiente E a 1,865 daN. A partir de aquí se observó un descenso en los valores donde en F (1,300 daN), G (1,275 daN), H (1,275 daN). I (1,255 daN) y J (1,245 daN), una declinación bastante importante con respecto a los primeros cinco ensayos.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

De los datos obtenidos de cargas máximas de cada grupo se confeccionan ocho tablas encabezadas cada una por un anclaje, con el efecto de comparar la Carga Máxima de ese grupo con los demás. Para poder encontrar resultados comparativos entre los grupos, se aplica el término medio de cada grupo considerando además la desviación standard, consiguiendo resultados de significación entre todos los grupos.

En la tabla N° 1 se observan los resultados de comparar las Cargas Máximas de los Magnetos Dyna con los otros siete anclajes.

Se obtienen resultados no significativos con el grupo de los Magnetos Shiner; en cambio, se aprecia una diferencia significativa ($p < 0,01$) cuando se compara a los Magnetos Dyna con los grupos Dalla Bona, O-Ring, Ceka Revax, Barra Hader y Zaag; y

una diferencia muy significativa comparando con el grupo de las Barras Fresadas ($p < 0,001$).

En la tabla N° 2 se observan los resultados de comparar las Cargas Máximas del grupo Dalla Bona con los otros siete anclajes.

Se obtienen resultados no significativos con los grupos de anclajes O-Ring, Ceka Revax, Barra Hader y Zaag; en cambio se apreció una diferencia significativa ($p < 0,01$) con los Magnetos Shiner y con el grupo de los Magnetos Dyna, y una diferencia ligeramente significativa ($p < 0,05$) con el grupo de las Barras Fresadas.

En la tabla N° 3 se observan los resultados de comparar las Cargas Máximas del grupo de los Magnetos Shiner con los otros siete anclajes.

Se obtienen resultados no significativos con los grupos de los Magnetos Dyna, O-Ring y Zaag; en cambio se aprecia una diferencia significativa ($p < 0,01$) con los grupos Dalla Bona y Ceka Revax, y se observa una diferencia ligeramente significativa ($p < 0,05$) con el grupo de la Barra Hader, y una diferencia muy significativa ($p < 0,001$) con el grupo de las Barras Fresadas.

En la tabla N° 4 se observan los resultados de comparar las Cargas Máximas del grupo O-Ring con los otros siete anclajes.

Se obtienen resultados no significativos con los grupos del Magneto Shiner, Barra Hader y Zaag; mientras que se aprecia una diferencia significativa ($p < 0,01$) con



los Magnetos Dyna y las Barras Fresadas, y se observa una diferencia ligeramente significativa ($p < 0,05$) con los grupos Dalla Bona y Ceka Revax

En la tabla N° 5 se observan los resultados de comparar las Cargas Máximas del grupo de los Ceka Revax con los otros siete anclajes.

Se obtienen resultados no significativos con los grupos Dalla Bona, Barra Hader y Zaag; y se aprecia una diferencia significativa ($p < 0,01$) con los grupos de los Magnetos Dyna, Shiner y Barras Fresadas, a su vez se observa una diferencia ligeramente significativa ($p < 0,05$) con el grupo O-Ring.

En la tabla N° 6 se observan los resultados de comparar las Cargas Máximas del grupo de las Barras Hader con los otros siete anclajes.

Se obtienen resultados no significativos con los grupos Dalla Bona, O-Ring, Ceka Revax y Zaag; en cambio se aprecia una diferencia significativa ($p < 0,01$) con los grupos de los Magnetos Dyna y con las Barras Fresadas, y una diferencia ligeramente significativa ($p < 0,05$) con el grupo del Magneto Shiner.

En la tabla N° 7 se observan los resultados de comparar las Cargas Máximas del grupo de las Barras Fresadas con los otros siete anclajes.

Se obtienen resultados con una diferencia significativa ($p < 0,01$) con los grupos de los Magnetos Dyna, O-Ring, Ceka Revax, Barras Hader y los anclajes Zaag; en cambio se observa una diferencia ligeramente significativa ($p < 0,05$) con el grupo Dalla Bona; y una diferencia muy significativa ($p < 0,001$) con el grupo del Magneto Shiner.

En la tabla N° 8 se observan los resultados de comparar las Cargas Máximas del grupo Zaag con los otros siete anclajes.

Se obtienen resultados no significativos con los grupos Dalla Bona, Magneto Shiner, O-Ring, Ceka Revax y Barras Hader; pero se observa una diferencia significativa ($p < 0,01$) con los grupos de los Magnetos Dyna y las Barras Fresadas.

Además, en las tablas se agregaron los valores del Intervalo de Confianza (I.C.), este valor nos dará el 95% de probabilidades de que la Carga Máxima esté entre esos valores. Los Intervalos de Confianza de los ocho grupos son los siguientes: Magnetos Dyna (0.433-0.273), Dalla Bona (2.448-2.092), Magneto Shiner (1.311-0.063), O-Ring (1.615-0.999), Ceka Revax (2.4504-1.925), Barra Hader (2.102-1.254), Barras Fresadas (3.973-2.629) y el grupo Zaag (2.240 -0.908).

TABLA I: Efectos de comparar la carga Máxima del Grupo Magnetos Dyna con los otros Grupos

GRUPOS	CARGA MÁXIMA (daN)*	I.C.	P
1- Magnetos Dyna	0.353 ± 0.040	0.433-0.273	
2- Dalla Bona	2.270 ± 0.089	2.448-2.092	<0.01
3- Magneto Shiner	0.6875 ± 0.312	1.311-0.063	N.S.
4- O-Ring	1.307 ± 0.154	1.615-0.999	<0.01
5- Ceka Revax	2.188 ± 0.1312	2.4504-1.925	<0.01
6- Barra Hader	1.678 ± 0.2123	2.102-1.254	<0.01
7- Barras Fresadas	3.3015 ± 0.336	3.973-2.629	<0.0 01
8- Zaag	1.574 ± 0.333	2.240 -0.908	<0.01

* $\bar{x} \pm$ Desviación Standard. $n=10$ en cada grupo. **P** resulta de comparar cada x con la media del grupo Magnetos Dyna. **N.S.**= Diferencia no significativa. **I.C.** Intervalo de Confianza.

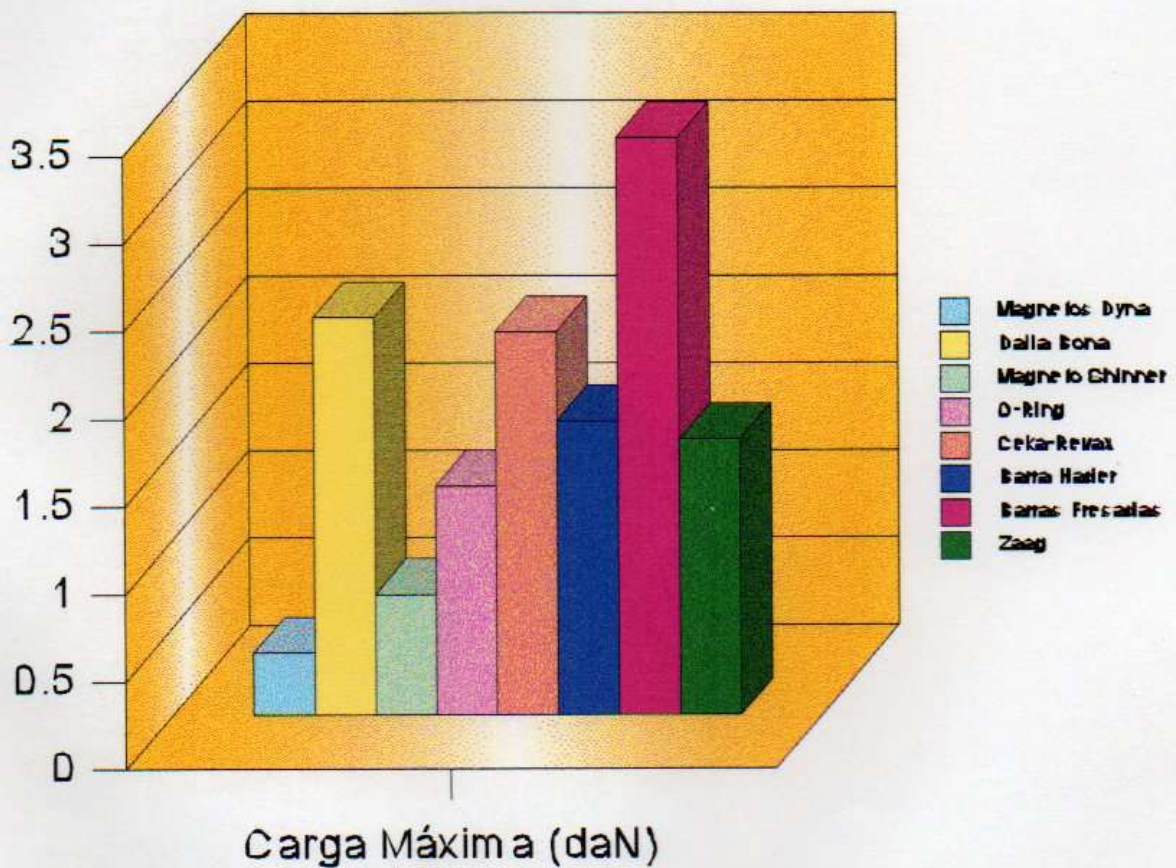


TABLA II: Efectos de comparar la carga Máxima del Grupo Dalla Bona con los otros Grupos

GRUPOS	CARGA MÁXIMA (daN)*	I.C.	P
1- Dalla Bona	2.270 ± 0.089	2.448-2.092	
2- Magnetos Dyna	0.353 ± 0.040	0.433-0.273	<0.01
3- Magneto Shiner	0.6875 ± 0.312	1.311-0.063	<0.01
4- O-Ring	1.307 ± 0.154	1.615-0.999	N.S.
5- Ceka Revax	2.188 ± 0.1312	2.4504-1.925	N.S.
6- Barra Hader	1.678 ± 0.2123	2.102-1.254	N.S.
7- Barras Fresadas	3.3015 ± 0.336	3.973-2.629	<0.05
8- Zaag	1.574 ± 0.333	2.240 -0.908	N.S.

* $\bar{x} \pm$ Desviación Standard. n=10 en cada grupo. P resulta de comparar cada x con la media del grupo Dalla Bona. N.S.= Diferencia no significativa. I.C. Intervalo de Confianza.

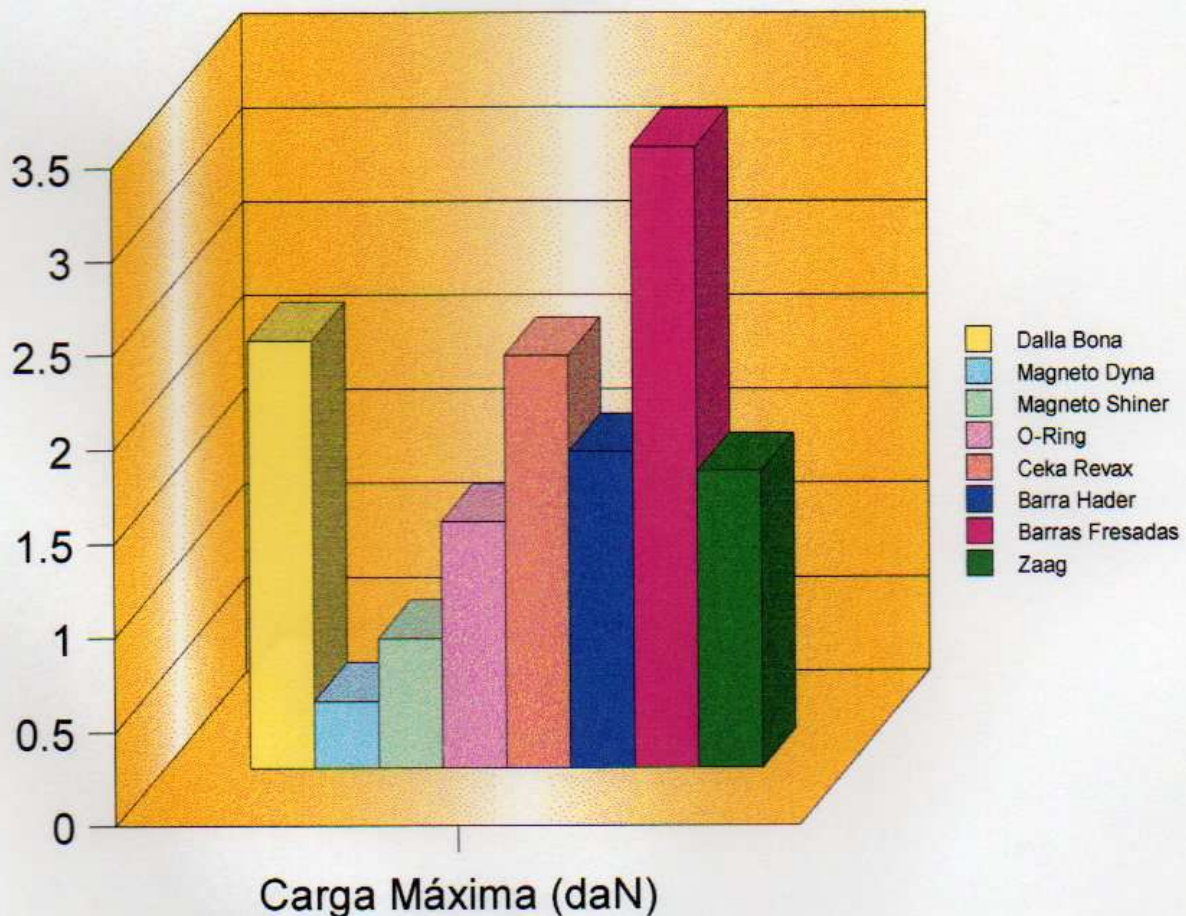


TABLA III: Efectos de comparar la carga Máxima del Grupo Magneto Shiner con los otros Grupos

GRUPOS	CARGA MÁXIMA (daN)*	I.C.	P
1- Magneto Shiner	0.6875 ± 0.312	1.311-0.063	
2- Magnetos Dyna	0.353 ± 0.040	0.433-0.273	N.S.
3- Dalla Bona	2.270 ± 0.089	2.448-2.092	<0.01
4- O-Ring	1.307 ± 0.154	1.615-0.999	N.S.
5- Ceka Revax	2.188 ± 0.1312	2.4504-1.925	<0.01
6- Barra Hader	1.678 ± 0.2123	2.102-1.254	<0.05
7- Barras Fresadas	3.3015 ± 0.336	3.973-2.629	<0.001
8- Zaag	1.574 ± 0.333	2.240 -0.908	N.S.

* $\bar{x} \pm$ Desviación Standard. $n=10$ en cada grupo. P resulta de comparar cada x con la media del grupo Magneto Shiner. N.S.= Diferencia no significativa. I.C. Intervalo de Confianza.

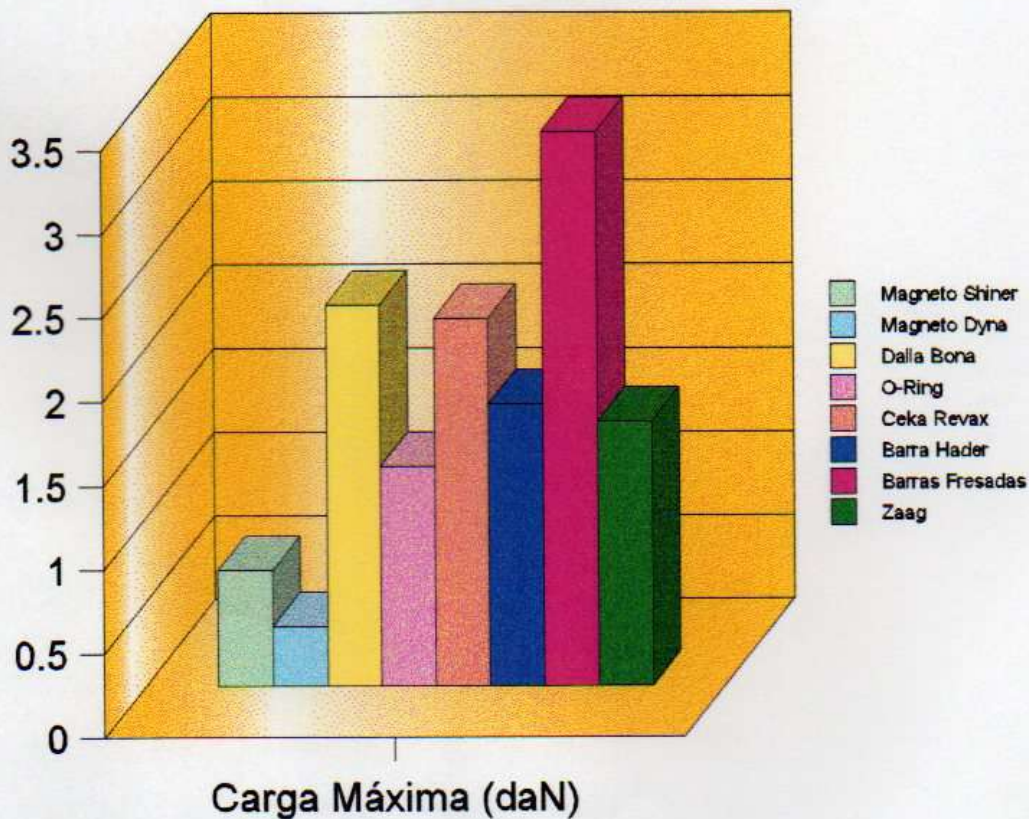


TABLA IV: Efectos de comparar la carga Máxima del Grupo O-Ring con los otros Grupos

GRUPOS	CARGA MÁXIMA (daN)*	I.C.	P
1- O-Ring	1.307 ± 0.154	1.615-0.999	
2- Magnetos Dyna	0.353 ± 0.040	0.433-0.273	<0.01
3- Dalla Bona	2.270 ± 0.089	2.448-2.092	<0.05
4- Magneto Shiner	0.6875 ± 0.312	1.311-0.063	N.S.
5- Ceka Revax	2.188 ± 0.1312	2.4504-1.925	<0.05
6- Barra Hader	1.678 ± 0.2123	2.102-1.254	N.S.
7- Barras Fresadas	3.3015 ± 0.336	3.973-2.629	<0.01
8- Zaag	1.574 ± 0.333	2.240 -0.908	N.S.

* $\bar{x} \pm$ Desviación Standard. $n=10$ en cada grupo. **P** resulta de comparar cada x con la media del grupo O-Ring. **N.S.**= Diferencia no significativa. **I.C.** Intervalo de Confianza.

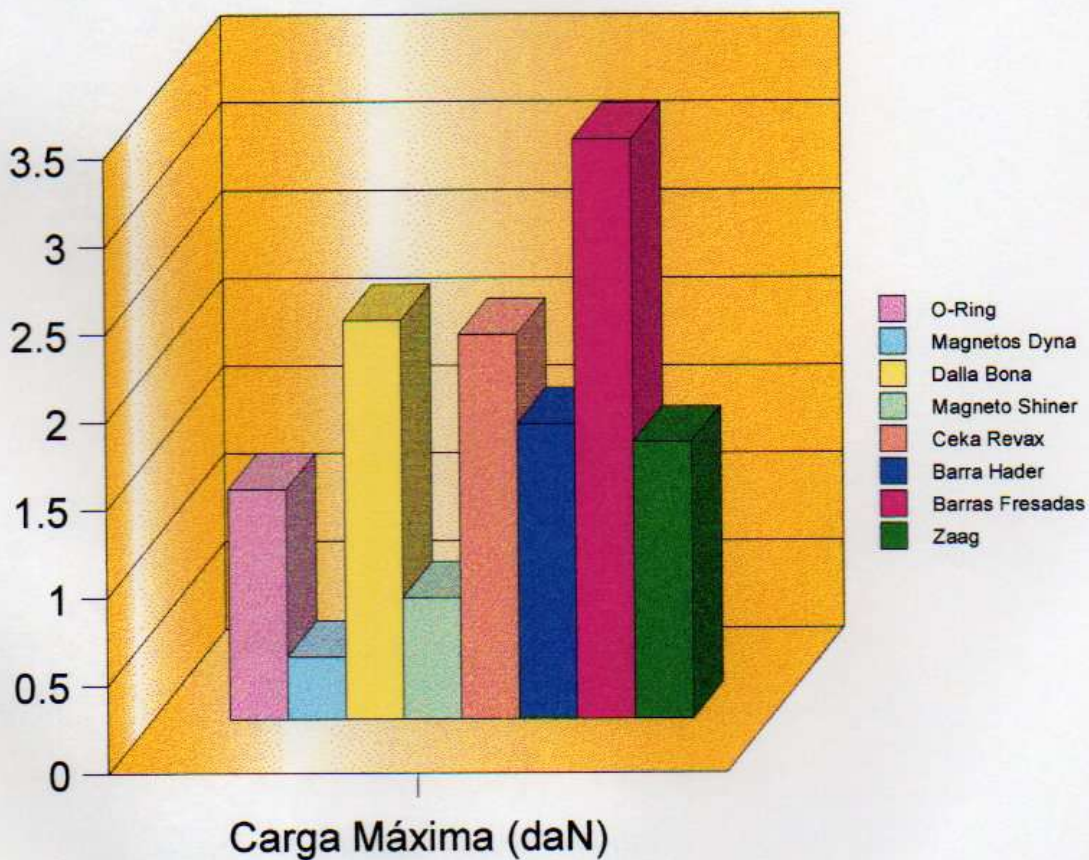


TABLA V: Efectos de comparar la carga Máxima del Grupo CEKA REVAX con los otros Grupos

GRUPOS	CARGA MÁXIMA (daN)*	I.C.	P
1- Ceka Revax	2.188 ± 0.1312	2.4504-1.925	
2- Magnetos Dyna	0.353 ± 0.040	0.433-0.273	<0.01
3- Dalla Bona	2.270 ± 0.089	2.448-2.092	N.S.
4- Magneto Shiner	0.6875 ± 0.312	1.311-0.063	<0.01
5- O-Ring	1.307 ± 0.154	1.615-0.999	<0.05
6- Barra Hader	1.678 ± 0.2123	2.102-1.254	N.S.
7- Barras Fresadas	3.3015 ± 0.336	3.973-2.629	<0.01
8- Zaag	1.574 ± 0.333	2.240 -0.908	N.S.

* $\bar{x} \pm$ Desviación Standard. n=10 en cada grupo. P resulta de comparar cada x con la media del grupo CEKA REVAX. N.S.= Diferencia no significativa. I.C. Intervalo de Confianza.

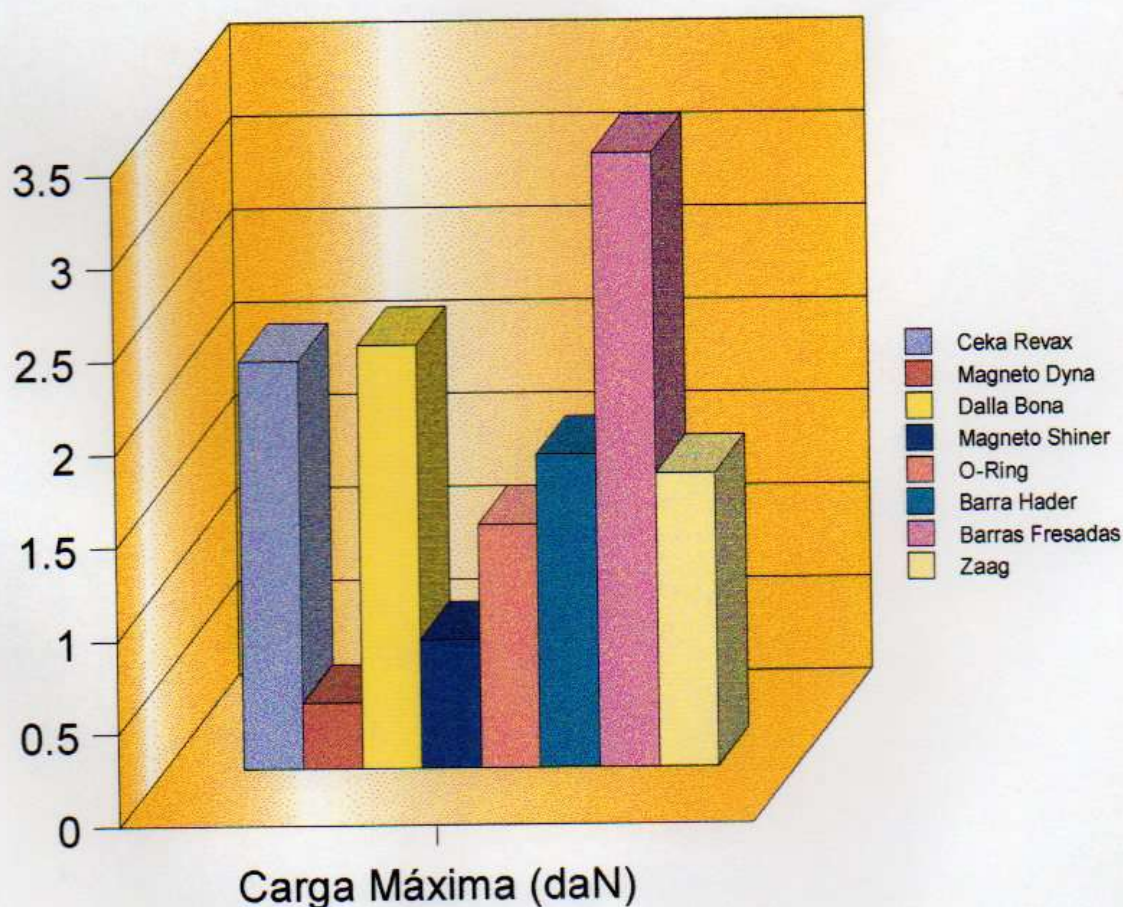


TABLA VI: Efectos de comparar la carga Máxima del Grupo Barra Hader con los otros Grupos

GRUPOS	CARGA MÁXIMA (daN)*	I.C.	P
1- Barra Hader	1.678 ± 0.2123	2.102-1.254	
2- Magnetos Dyna	0.353 ± 0.040	0.433-0.273	<0.01
3- Dalla Bona	2.270 ± 0.089	2.448-2.092	N.S.
4- Magneto Shiner	0.6875 ± 0.312	1.311-0.063	<0.05
5- O-Ring	1.307 ± 0.154	1.615-0.999	N.S.
6- Ceka Revax	2.188 ± 0.1312	2.4504-1.925	N.S.
7- Barras Fresadas	3.3015 ± 0.336	3.973-2.629	<0.01
8- Zaag	1.574 ± 0.333	2.240 -0.908	N.S.

* $\bar{x} \pm$ Desviación Standard. $n=10$ en cada grupo. **P** resulta de comparar cada x con la media del grupo Magnetos Dyna. **N.S.**= Diferencia no significativa. **I.C.** Intervalo de Confianza.

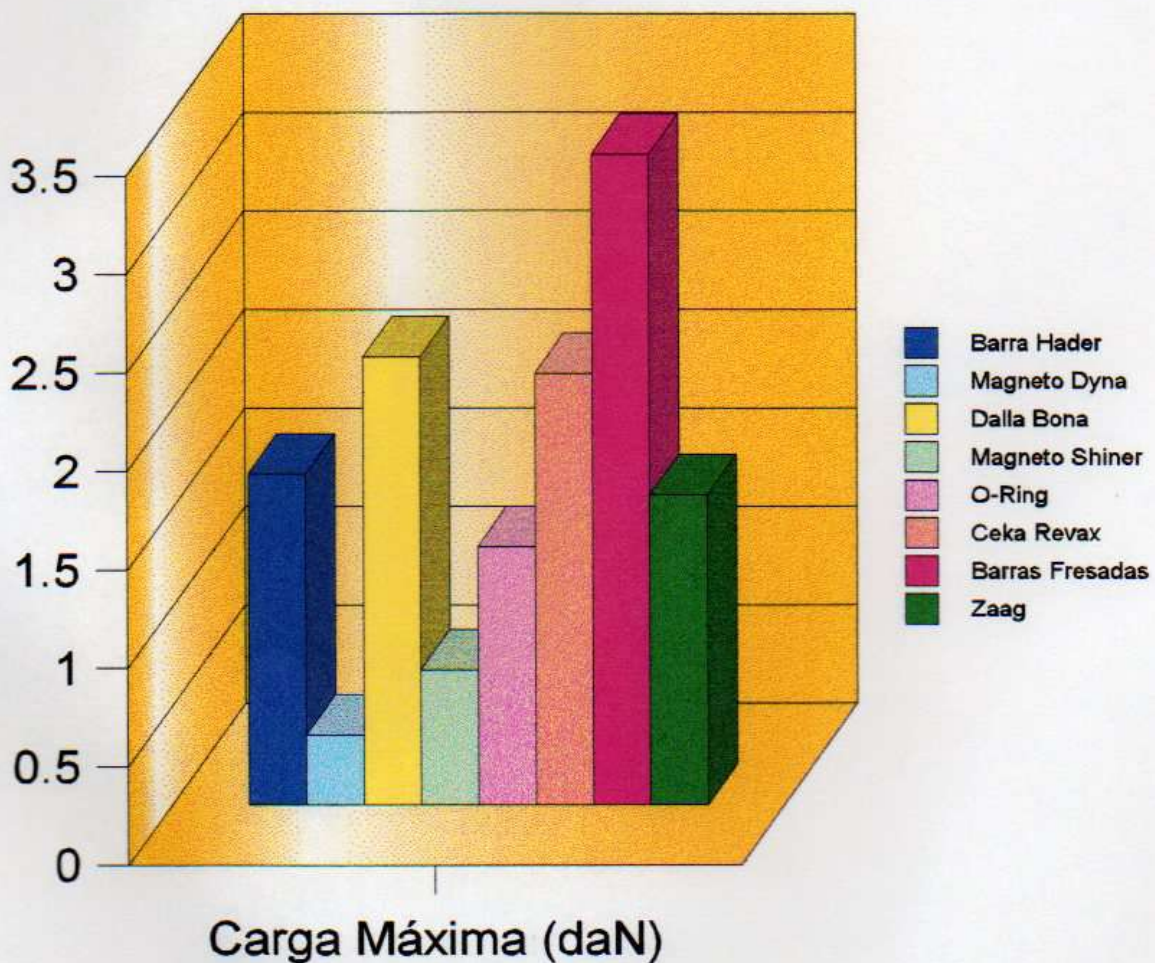


TABLA VII: Efectos de comparar la carga Máxima del Grupo BARRAS FRESADAS con los otros Grupos

GRUPOS	CARGA MÁXIMA (daN)*	I.C.	P
1- Barras Fresadas	3.3015 ± 0.336	3.973-2.629	
2- Magnetos Dyna	0.353 ± 0.040	0.433-0.273	<0.01
3- Dalla Bona	2.270 ± 0.089	2.448-2.092	<0.05
4- Magneto Shiner	0.6875 ± 0.312	1.311-0.063	<0.0 01
5- O-Ring	1.307 ± 0.154	1.615-0.999	<0.01
6- Ceka Revax	2.188 ± 0.1312	2.4504-1.925	<0.01
7- Barra Hader	1.678 ± 0.2123	2.102-1.254	<0.01
8- Zaag	1.574 ± 0.333	2.240 -0.908	<0.01

* $\bar{x} \pm$ Desviación Standard. $n=10$ en cada grupo. **P** resulta de comparar cada x con la media del grupo Barras Fresadas. **N.S.**= Diferencia no significativa. **I.C.** Intervalo de Confianza.

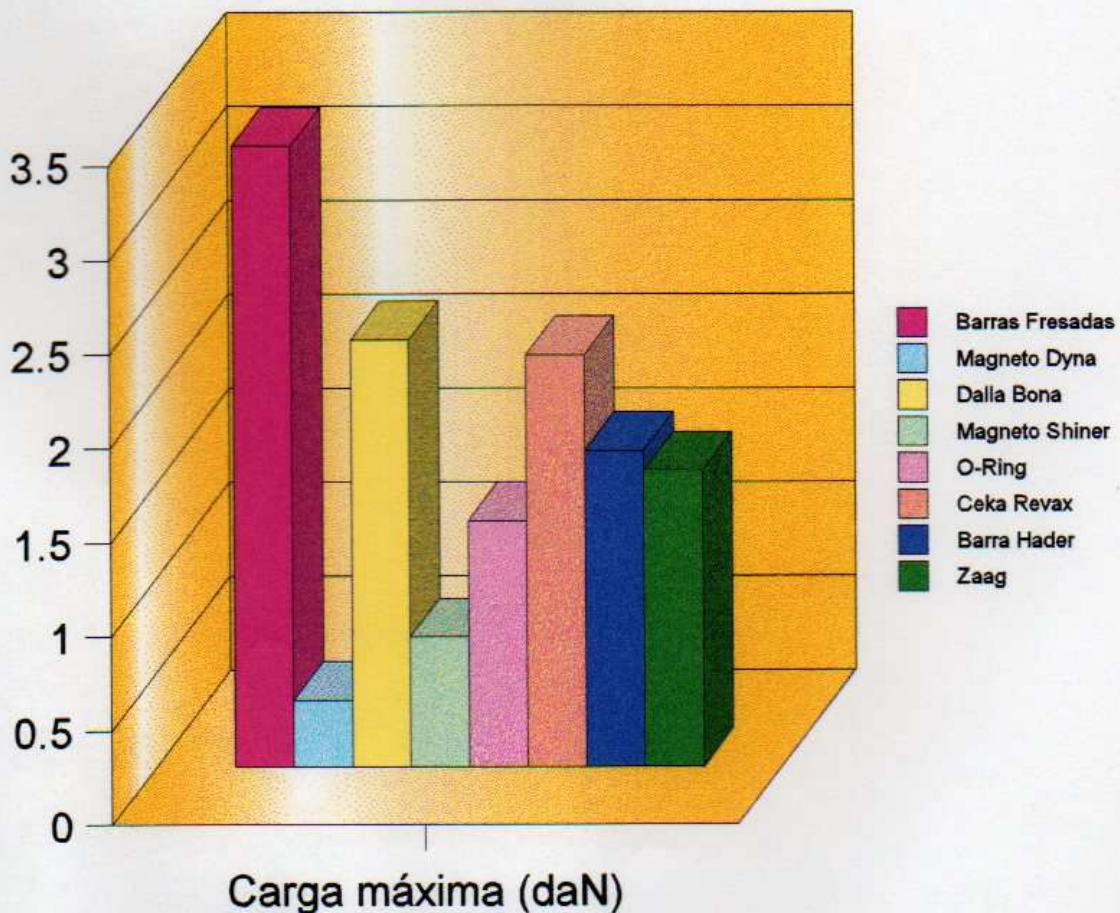
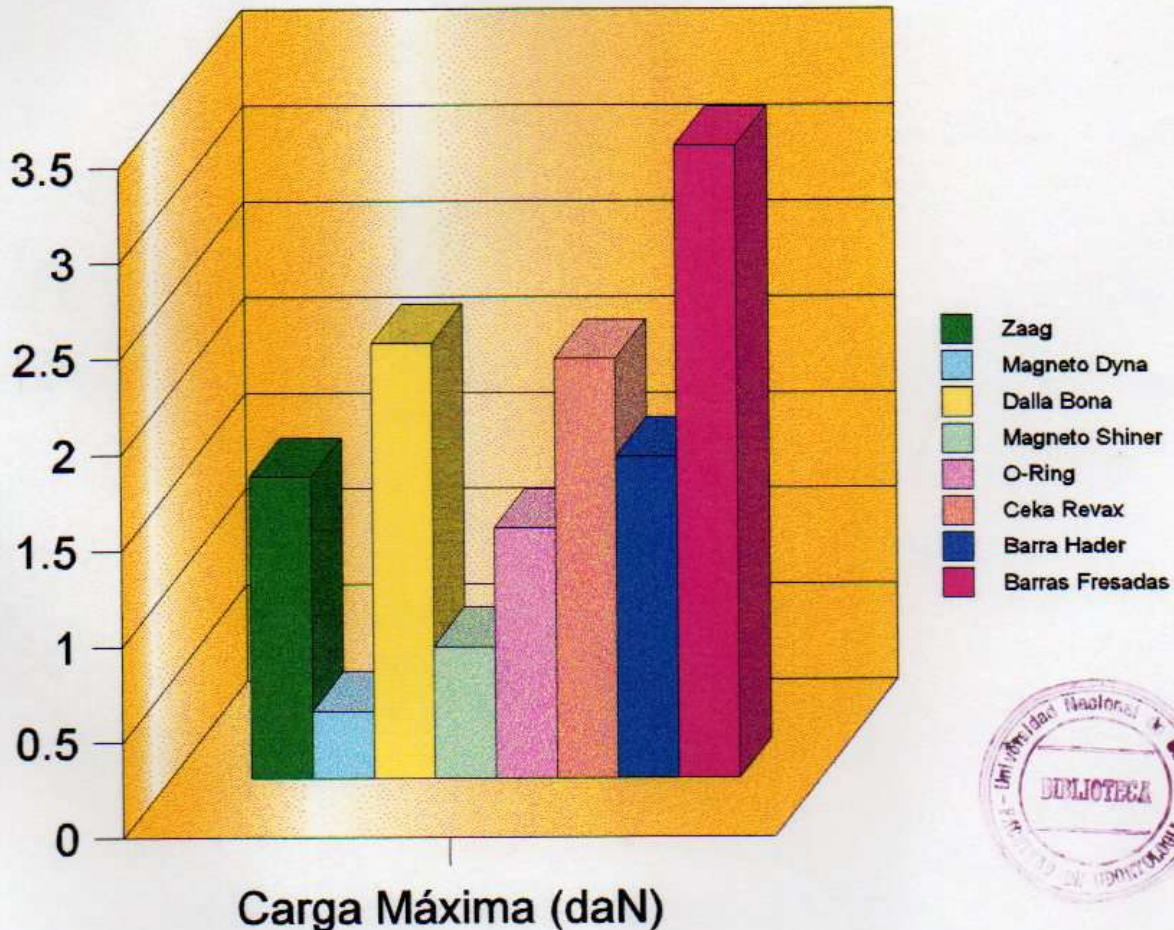


TABLA VIII: Efectos de comparar la carga Máxima del Grupo Zaag con los otros Grupos

GRUPOS	CARGA MÁXIMA (daN)*	I.C.	P
1- Zaag	1.574 ± 0.333	2.240 -0.908	
2- Magnetos Dyna	0.353 ± 0.040	0.433-0.273	<0.01
3- Dalla Bona	2.270 ± 0.089	2.448-2.092	N.S.
4- Magneto Shiner	0.6875 ± 0.312	1.311-0.063	N.S.
5- O-Ring	1.307 ± 0.154	1.615-0.999	N.S.
6- Ceka Revax	2.188 ± 0.1312	2.4504-1.925	N.S.
7- Barra Hader	1.678 ± 0.2123	2.102-1.254	N.S.
8- Barras Fresadas	3.3015 ± 0.336	3.973-2.629	<0.01

* $\bar{x} \pm$ Desviación Standard. $n=10$ en cada grupo. **P** resulta de comparar cada x con la media del grupo ZAAG. **N.S.**= Diferencia no significativa. **I.C.** Intervalo de Confianza.



DISCUSIÓN

En el análisis comparativo de anclajes retentivos en sobredentaduras sobre pilares implantarios, existen una serie de consideraciones a tener en cuenta dada la variedad existente en el mercado.

La elección del pilar implantario, conjuntamente con la correcta selección de los anclajes retentivos en sobredentaduras, documentados y evaluados en la experiencia clínica y en *vitro*, procurarán al paciente una eficiente protección de los pilares y los tejidos de sostén, la compatibilidad con el sistema estomatognático, brindando soluciones fisiológicas, estéticas, y sus implicancias psicológicas, además de extender su durabilidad protética. (10, 15, 38, 41, 65-67).

Si se tiene en cuenta que éste estudio ha sido desarrollado in vitro, que pudiéndose o no reproducir las mismas condiciones que se observan en la clínica, sería importante rescatar de éstas experiencias sobre los modelos experimentales, a través de métodos con ventajas y limitaciones, los resultados comparativos de las cargas sobre las prótesis con los distintas anclajes retentivos utilizados. (39, 40, 60, 68).

En los últimos tiempos se ha insistido en la necesidad de planificar para garantizar la duración de la terapia protética. Ante la posibilidad de fracasos, y el advenimiento de la implantología, es importante el estudio y la reglamentación de la cantidad y ubicación de los pilares (2, 4, 69, 70); que permitirá ver que tipo de anclajes retentivos se utilizarán en sobredentaduras.

En éste trabajo experimental se exponen ocho tipos de anclajes retentivos, que a su vez se podrán agruparlos por sus características físicas y mecánicas para discutir y evaluar sobre la base de pruebas *in vitro* sometidas a fuerzas de tracción realizadas con la Máquina de Ensayos Mecánicos INSTRON. Obtenidos los diferentes valores de resistencia de los anclajes retentivos frente a los movimientos que se oponen a las fuerzas ejercidas que ya se vieron graficados en *Materiales y Métodos*, permitirá la decisión para su elección en la utilización en sobredentaduras. (71, 72).

En primer lugar en este estudio se han seleccionado a los magnetos, que se los enmarca dentro de una clasificación independiente; con técnicas de sencillo manejo en la clínica y en el laboratorio y además de bajo costo económico. (41, 48-50, 64, 73). En sus versiones fuertes o extrafuertes, normales o de tamaños micro que les permiten competir en el mercado de los anclajes para la utilización en sobredentaduras.

La experiencia indicaría su empleo en el maxilar superior por el soporte anatómico siendo el más adecuado a las características de dicho elemento retentivo aunque también se lo usa en maxilar inferior. Ambos magnetos seleccionados en éste estudio de diferentes tipos de campos magnéticos, con rotación libre y libertad de movimientos en la prótesis facilitarán su empleo en la clínica y en el laboratorio. (50).

Se atribuye como factor de fracaso la insuficiente biocompatibilidad entre el núcleo del imán y las contraaleaciones, produciendo corrosión en las uniones con los pilares, transmitiéndolo al periodonto (19, 37, 45, 49, 50). No obstante, los diseñadores del micro magneto Hicorex Super 4515 de poca data no localizaron corrosión, por falta de fisuras entre la contraaleación y el pilar implantado. (73).

En este estudio *in vitro* se utilizan magnetos en sus versiones normales. Se observa que el Magneto Dyna durante su paso por las pruebas de resistencia a la tracción, un primer movimiento de la prótesis con un valor cercano al informado por el fabricante (0,300 grs.), sin embargo fue superado levemente en el desprendimiento final; se observa una estabilidad durante el transcurso de las pruebas y con valores que le imposibilitan superar la barrera del movimiento antero-posterior.

Con el Magneto Shiner se observan dos escalones en los movimientos de la sobredentadura antes de llegar a la carga máxima de desprendimiento final, dicho valor supera los ya conocidos (0,680 grs.). Pero muestra una inestabilidad posicional por un descenso marcado hasta llegar por debajo de los valores ya conocidos en las últimas pruebas.

Ambos magnetos mostraron una diferencia no significativa entre sí, a pesar de los diferentes comportamientos a las cargas de tracción. Sería importante destacar que el Magneto Dyna obtuvo un valor significativo ($p < 0.01$) con los anclajes Dalla Bona, O-Ring, Ceka Revax, Barra Hader y las Uniones Zaag. En relación a las Barras Fresasadas, la diferencia de valores de resistencia da una diferencia muy significativa ($p < 0,001$).

A pesar que el Magneto Shiner tiene una mayor resistencia a la tracción que el Magneto Dyna, y resiste menos a las cargas que los anclajes O-Ring y Zaag, se observa una diferencia no significativa entre los mismos.

En términos comparativos, con los anclajes Dalla Bona (2.270 daN) y el Ceka Revax (1.678 daN) muestra una diferencia ligeramente significativa ($p < 0,05$), y con las Barras Fresadas (3.3015 daN) una diferencia muy significativa ($p < 0,001$).

La evolución de los magnetos, a pesar de las diferentes resistencias encontradas con los grupos de anclajes nombrados en último término, buscan competir en el mercado con la aparición de los magnetos de segunda generación, los cuales mejoran en su potencia, liberándolos de las fuerzas, poniendo en duda su duración por la corrosión en su contacto con los fluidos bucales y los tejidos circundantes. (19, 48, 49, 73-76).

Diferentes autores (15, 38, 42, 62, 64) opinan la conveniencia del uso de los sistemas a botones en maxilar inferior.

El uso mandibular es el más apropiado dada la relación existente entre la superficie ósea de soporte y las fuerzas que actúan en la función y en la parafunción.

Algunos autores (15) han obtenido éxito con el empleo de un solo botón mandibular; aunque se cree que en el auxilio de la retención debe haber un mínimo de dos botones. (77, 78).

Dentro de los anclajes a botones se han seleccionado para el análisis de éste estudio el Dalla Bona y el O-Ring.

Durante las pruebas de tracción el anclaje Dalla Bona muestra estabilidad a lo largo de todos los ensayos, y presenta dos pequeños escalones de movimientos denominados primera y segunda carga, para llegar al desprendimiento final de la sobredentadura. De la estabilidad observada sería importante asentar que su resistencia más

alta es de 2.490 daN, mientras su valor más bajo es de 2.205 daN. Por esta pequeña diferencia entre los valores de resistencia a la tracción se podría estar hablando de valores aceptables para otorgar estabilidad frente a los movimientos de la prótesis en la función y la parafunción.

En cuanto al O-Ring se presenta con una sola carga de desprendimiento final, es decir no hay movimientos previos al desprendimiento total de la prótesis y su valor máximo de resistencia es de 1.695 daN. Se podría decir que el O-Ring tiene una diferencia no significativa con respecto al Dalla Bona, pero sí, hubo una diferencia significativa ($p < 0,01$) con los Magnetos Dyna y Shiner, coincidiendo con los resultados de otros trabajos ya publicados. (67, 79).

Este anclaje dio una diferencia no significativa con los anclajes Ceka Revax (2.188 daN), Zaag (1.574 daN) y con la Barra Hader (1.678 daN). Esta última, sería importante aclarar que trabajó sobre cuatro pilares implantarios mientras las anteriores lo hicieron sobre dos. Algunos autores (77, 80) en trabajos realizados *in vitro* no encontraron diferencias entre las barras de tipo Dolder sobre dos pilares y el anclaje Dalla Bona, aunque Spiekerman (1987), en relación a éstos anclajes en distintas experiencias clínicas, afirma que frente a fuerzas de alta graduación éstas sobredentaduras han rotado. También se observa una diferencia ligeramente significativa ($p < 0,05$) con las Barras Fresadas (3.301 daN).

En el análisis estadístico el sistema O-Ring (1.307 daN) dio una diferencia significativa ($p < 0,01$) con los Magnetos Dyna (0,353 daN), pero comparándolos con los Magnetos Shiner (0,687 daN) dio una diferencia no significativa. En 1995, Burns y

col., en un trabajo clínico en maxilares inferiores con dos pilares implantarios, utilizaron como anclajes los magnetos Shiner (Preat Corp, San Mateo California) y el O-Ring (Calcitek Corp) en sobredentaduras, obteniendo un resultado no significativo ($p < 0,9120$) entre ambos anclajes. En el mismo estudio se realizó una evaluación clínica entre éstos elementos retentivos y pacientes portadores de prótesis de completa, dando una diferencia muy significativa a favor del Magneto Shiner ($p < 0,0017$) y el O-Ring ($p < 0,002$) respectivamente. En relación a los anclajes Dalla Bona (2.270 daN) y el Ceka Revax (2.188 daN) dieron una diferencia ligeramente significativa ($p < 0,05$) a favor de éstos. Con respecto a las Barras Fresadas (3.301 daN) se consiguió una diferencia significativa ($p < 0,01$), y una diferencia no significativa con el anclaje Zaag (1.574 daN).

Sobre estudios realizados *in vitro* por otros autores (67) para someter y poder comprobar las fuerzas retentivas sobre distintos tipos de anclajes retentivos en sobredentaduras, obtuvieron resultados donde el mejor magneto expuesto de titanio de la Steco (Hamburg, Germany), mostró una retención inicial de 3 N. En el mismo estudio se comprobó que el Dal-Ro de oro dio una retención de 85 N, aunque en esta experiencia se utilizaron distintos métodos para comprobar la fatiga de los anclajes sobre cuatro pilares implantarios y se aplicaron hasta 15000 ciclos donde la mayoría de los anclajes perdieron retención. Por último sería importante destacar que cuatro grupos de anclajes mostraron una diferencia no significativa en el máximo de resistencia. Estos anclajes que arribaron al tope de aplicación de cargas fueron tres anclajes a bola y una barra Dolder. Los resultados de la experiencia clínica y *in vitro*

permitirán la ubicación y cantidad de pilares con sus respectivos anclajes, que nos llevarán al momento de la decisión en la elección del elemento retentivo en sobredentaduras, para la satisfacción de los pacientes. (13, 19, 38, 81).

La simplicidad en la preparación de los magnetos y de los sistemas a botones, tanto para el clínico general como para el técnico de laboratorio, llevan a su elección ante otros elementos retentivos más complejos. (82).

En algunos estudios se han encontrado más reabsorciones óseas alrededor de los pilares implantarios cuando se ha utilizado O-Ring, y no se encontraron reacciones adversas cuando se emplearon los magnetos como anclajes. (83).

Con las experiencias desarrolladas *in vitro* y en la clínica por los anclajes a barra, desde las preformadas (7, 30, 32, 41, 84, 85); las coladas (64, 72); la técnica con barras laminares fresadas (15, 38, 86).; y las barras electroerosionadas (9), se confirma que están dotadas de técnicas más costosas y complejas.

En la búsqueda de retención evolucionaron las barras y se fue sofisticando el sistema.

En este estudio se seleccionan las barras coladas de tipo Dolder (Barra Hader) con tres clips plásticos y las Barras Fresadas, ambas sobre cuatro pilares.

En primer término en el análisis de las Barra Hader se aprecia una sola carga máxima de desprendimiento final, siendo su resistencia mayor de 2.100 daN, y pierde progresivamente retención hasta llegar al último ensayo con 1.440 daN.

Cuando en el acrílico de la sobredentadura se incluyen clips que abrazan a las barras coladas, se ha comprobado que la retención no disminuye a corto plazo. Se pudo

observar a través de experiencias in vitro que durante más de quince remociones de las prótesis hubo una pérdida de retención de un 66% . Se encontraron valores que fluctuaban de 11 a 30 N, según la cantidad de clips utilizados. Estos autores atribuían como causa en la pérdida de retención, a la sobreextensión de la porción interna del clip que abraza el contorno de la barra, produciéndose flexibilidad en los mismos.(71). En otras experiencias, con la misma aparatología que en este estudio, donde se buscaba la comparación de las fuerzas retentivas entre barras con clips plásticos y metálicos, se encontraron resultados que variaban entre 10 y 14 N, y una similar retención entre los clips plásticos y metálicos, pero se localizó una pérdida de retención cuando se utilizaron clips metálicos sobre barras coladas en oro, no obstante, tenían en general una pérdida de retención que variaba del 10 al 20% cuando superaron los 5500 ciclos, pudiendo llegar a ser un factor en la pérdida de retención. (72).

En algunas experiencias in vitro con barras Hader coladas en oro montadas sobre cuatro pilares implantarios, se realizaron las sobredentaduras de acrílico y otras con materiales resilientes. Después de pasar las muestras por los ensayos mecánicos en la Instron, se detectó que en el grupo de las prótesis con acrílico hubo una significativa pérdida de retención después de los 2700 ciclos; sin embargo en las sobredentaduras con siliconas resilientes se mejoró la retención del 8 al 14%. (87).

Algunos autores (71) durante sus experiencias in vitro para observar la movilidad de las sobredentaduras con los clips en su interior y montadas sobre su correspondiente barra Hader, han cambiado la metodología para la observación de la movilidad de las prótesis, aplicando ciclos de carga con celdas en las sillas de las

prótesis en lugar del eje de inserción. Con ésto se consiguieron significativos cambios después de los 345.000 ciclos.

Cuando se produce la movilidad anterior de la prótesis, donde se ubican las barras con la lógica interposición alimenticia, se atribuyen como causantes a las deformaciones o fracturas de los clips (88-90). Se ha encontrado que el término medio de duración de los clips en los sistemas de barra IMZ fue de un año y ocho meses. (91). En relación al largo de la barra, según estudios realizados, se alcanzarían óptimos resultados con medidas de 22 a 27 mm; aconsejando no utilizar barras anguladas ni extensiones distales pues la conexión rígida con el asentamiento de la sobredentadura provocarían la aparición de fuerzas horizontales y como consecuencia una lógica reabsorción. (85, 92).

Cuando se emplean sistemas a barras y existen trastornos periodontales no siempre deberían atribuirles a estos anclajes ser causantes de los mismos, la mayoría de los trastornos fueron resueltos con las exigencias de las técnicas de higiene oral. (81, 93).

Después de analizar las posibilidades de las barras coladas con sus ventajas y desventajas, sería importante relacionarlas con respecto al resto de los anclajes retentivos utilizados en este estudio. En el estudio comparativo con los Magnetos Dyna (0,353 daN) se podría decir que hay una diferencia significativa ($p < 0,01$), y con los Magnetos Shiner (0,687 daN) ligeramente significativa, confirmando una mayor resistencia de estas barras a los movimientos antero-posteriores. La barra Hader (1.687 daN) estableció con el O-Ring (1.307 daN), Dalla Bona (2.270 daN), Ceka Revax (2.188 daN), y el anclaje Zaag (1.574 daN) una diferencia no significativa. En

cambio con las Barras Fresadas (3.301 daN) hubo una diferencia significativa ($p < 0,01$).

En cuanto a las Barras Fresadas muestran su valor más alto de resistencia en el desprendimiento final en 3.800 daN, sería importante recalcar que no hubo movimientos intermedios hasta el desprendimiento final, lo mismo que en las barras Hader. Si se recuerda cuando algunos de los anclajes retentivos pasaron por los ensayos mecánicos presentaron uno y dos movimientos previos al desprendimiento final, por ejemplo los Magnetos Dyna, Shiner y los anclajes individuales Dalla Bona y el Ceka Revax. Es preciso destacar que su carga máxima de 3.800 daN la logra promediando los ensayos de tracción, luego baja en forma leve para llegar al último ensayo con una carga de 3.480 daN superando de esta manera a las cargas de la primera prueba pudiéndose evaluar como un mejor asentamiento entre la infra y la supraestructura.

Debido a la rigidez de las barras, cuyas paredes absorben las cargas que llegan a los pilares, en muchas situaciones se incluyen anclajes en su recorrido para aliviar tensiones.

Estos anclajes demuestran una mayor estabilidad debido a su trabajo, o proceso de elaboración y la inclusión de anclajes en su trayecto entre los pilares. Con el análisis de los ensayos *in vitro* y con la evaluación del valor del término medio de 3.300 daN se podrá decir que estas barras superan la barrera del movimiento antero-posterior. (9, 15, 38, 94).

El análisis estadístico dio como resultado la confirmación de lo expresado anteriormente, donde se pudo observar una diferencia muy significativa ($p < 0,001$) con



los Magnetos Dyna (0.353 daN) y Shiner (0,6875 daN) una diferencia significativa ($p < 0,01$) con los anclajes O-Ring (1.307 daN), Ceka Revax (2.188 daN), Barra Hader (1.678 daN) y Zaag (1.574 daN); por último, una diferencia ligeramente significativa ($p < 0,05$) con el anclaje a botón Dalla Bona (2.270 daN) a pesar de trabajar sobre dos pilares en los modelos experimentales, esa ligera diferencia sería atribuible al diseño del anclaje con su casquete metálico regulable incluido en la sobredentadura.

Para el análisis de sistemas de broches se han seleccionado los ataches Ceka Revax y las uniones Zaag.

Los ataches Ceka Revax poseen una técnica compleja y costosa en relación con otros anclajes individuales. Poseen la ventaja de poderse realizar tanto en la clínica como en el laboratorio, con resiliencia o sin ella (8), aunque algunos autores (53) consideran que la resiliencia es anulada por la fibromucosa que absorbe las fuerzas en períodos de cuatro a ocho meses.

Si se los compara con otros ataches de precisión como el Rotherman (excéntrico), Dalla Bona (cilíndrico), Gerber (cilíndrico), Kurer press type (starter kit) y Kurer press type (refill kit); el Ceka 691 ha demostrado ser cuantitativamente el más consistente a las fuerzas retentivas y el que menos desgaste sufre. (95).

Es importante destacar que este sistema de anclajes se puede activar a medida que se deteriora con el uso, diferenciándolo con otros sistemas de anclajes individuales. (8, 52).

Después de haber pasado por los ensayos se observan pequeños movimientos de la sobredentadura antes de llegar al desprendimiento final, cuyo valor es de 2.450 daN

y un término medio de 2,188 daN, superando de esta manera a las barras coladas (tipo Dolder) sobre cuatro pilares, siendo superado por el anclaje individual a botón Dalla Bona y las Barras Fresadas.

Estadísticamente dio una diferencia significativa ($p < 0,01$) con los Magnetos Dyna (0,353 daN) y con los Magnetos Shiner (0,687 daN), y una diferencia no significativa con los anclajes Dalla Bona (2.270 daN), las barras Hader (1.687 daN) y el Zaag (1.574 daN). En relación a las barras Fresadas (3.301 daN) dio una diferencia significativa ($p < 0,01$) con respecto al atache Ceka Revax demostrando una mayor resistencia a la tracción. Después de lo observado mecánica y estadísticamente se podría decir que cuando se combinan con las barras superarían la barrera interpuesto por el movimiento antero-posterior.

Con la positiva aparición en el mercado de las uniones Zaag, se decide incorporarlo a los ensayos mecánicos de tracción. A pesar de ser un sistema a broche, posee diferencias notables. El macho contenido en una caja metálica es de nylon, y le permite tener una liberación de movimiento de 15° desde su eje de inserción. La unión con la hembra metálica, se realiza dentro de las raíces dentarias o cerca del cierre del pilar implantado. Evidentemente es un cambio positivo en esta nueva generación de anclajes, pues con su mecanismo de acción libera de tensiones al pilar, y amortiza las fuerzas de la oclusión dada por la ubicación de la unión y la pequeña movilidad del macho. De esta manera se evitan fracturas y se puede utilizar ferulizadas con las barras, obteniendo una muy buena retención y estabilidad. (54, 96-99).

En estudios *in vitro* y clínicos sobre este tipo de anclaje retentivo sobre pilares implantarios no se han encontrado datos de análisis comparativos de ensayos mecánicos de tracción ni de oposición vertical.

No obstante, en un estudio comparativo *in vitro* sobre pilares dentarios, para el estudio de retención, realizados entre estos seis attaches prefabricados, los ERA blanco y verde, Access Post-Overdenture, Flexi-Overdenture, O-so y el Zaag. Este último anclaje junto al O-SO, access Post-Overdenture, y el ERA (blanco) dieron estadísticamente valores con una diferencia muy significativa ($p < 0,001$) con respecto al Flexi-Overdenture y el ERA (Verde), pero sería importante destacar que el Zaag junto al O-SO formaron el grupo de mayor estabilidad a lo largo de las pruebas. (56).

Durante los ensayos de tracción, las uniones Zaag obtuvieron su valor de máxima resistencia (2.035 daN) en los primeros ensayos, equiparándose a las barra Hader (2.100 daN), cercano a los valores del Dalla Bona (2.490 daN) y el Ceka Revax (2.450 daN); superando al O-Ring (1.695 daN) y a los Magnetos Dyna (0,400 daN) y Shiner (1.060 daN). Sólo fue superado por las Barras Fresadas (3.800 daN), pero a pesar de su descenso de las cargas máximas de desprendimiento final (1.245 daN) fue inferior al Dalla Bona, Barra Hader y Ceka Revax y similar al O-Ring (1.150 daN). Este anclaje mostró una primera carga antes del desprendimiento final, en la mitad de los ensayos, pero luego no sólo resistió hasta el desprendimiento final, sino que mantuvo una estabilidad con pequeñas variaciones que no se observaron en el O-Ring, Dalla Bona, Ceka Revax, Barra Hader y los Magnetos.

Del análisis estadístico surge la confirmación de lo observado anteriormente donde este anclaje es de una diferencia significativa ($p < 0,01$) con los Magnetos Dyna (0,353 daN), una diferencia no significativa con el Magneto Shiner (0,687 daN), O-Ring (1.307 daN), Barra Hader (1.678 daN), Ceka Revax (2.188 daN) y Dalla Bona (2.270 daN). Como se mencionó anteriormente sólo fue superado con una diferencia significativa ($p < 0,01$) con las Barras Fresadas (3.301 daN).

CONCLUSIONES

El tratamiento de este estudio comparativo de anclajes retentivos para sobredentaduras *in vitro* permitirá llegar a conclusiones para evaluar su utilización en la clínica.

La gran parte de los pacientes edéntulos con problemas y dolencias presentan compromisos morfológicos, y durante la actividad de la función y la parafunción pierden las expectativas protésicas realistas.

En los tratamientos con sobredentaduras se encuentran más alternativas que con las convencionales dentaduras de completa, aumentando el confort al paciente y estableciendo más retención y estabilidad en las reconstrucciones protéticas.

El prostodoncista frente a la técnica de la osteointegración, con un avance terapéutico comprobado por muchos autores en la experiencia clínica y *in vitro* logra mejorar la retención y la estabilidad de las sobredentaduras, las cuales restablecen un correcto funcionamiento, y la dinámica del sistema.

Se sabe que las fuerzas axiales a los pilares son mejor soportadas, aunque durante la función y la parafunción la aparición de vectores horizontales o antero-posteriores generan flexiones que producen la movilidad de la prótesis, lo cual trae aparejado presiones y tensiones sobre los anclajes retentivos y los pilares.

Con la existencia de una planificación protética, existe una probabilidad más eficaz de conseguir la mayor estabilidad posible, que con una previa comprobación de su inmovilización, estará preparada para interponer entre los pilares y la prótesis a los anclajes retentivos específicos para sobredentaduras.

Estos elementos retentivos deben dar una fijación a la prótesis frente a las fuerzas de tracción, un apoyo correcto sobre los pilares y una proyección axial de la transmisión de las fuerzas musculares del sistema masticatorio hacia la prótesis y el periodonto.

Sobre la base de las experiencias, se está en condiciones de afirmar que la utilización de este tipo de prótesis en el maxilar inferior da mayores posibilidades de éxito en relación a los tratamientos en el maxilar superior, independientemente al tipo de conexión que se utilice.

Con el empleo de sobredentaduras soportadas por dos o más pilares implantarios, a pesar de reales reabsorciones óseas, no sólo mejorará la función, precisión y estabilidad de la prótesis, sino que se apuntará a menores pérdidas óseas.

La elección de los dispositivos retentivos se decidirán en la etapa del planeamiento preprotético para lograr la retención y el soporte necesario que estará relacionado con las cargas que recibirán durante la función y la parafunción, la cantidad de pilares, el patrón de reabsorción óseo, el espacio intermaxilar y la situación íntima del paciente.

Las sobredentaduras han tenido éxito a través del tiempo, con una variedad de diseños con distintos tipos de anclajes retentivos como los magnetos, los anclajes individuales a botones y a broches, y los anclajes a barra, brindando a los pacientes el fácil manejo de las prótesis y un correcto acceso a la higiene de los mismos.

El análisis de estos anclajes retentivos de distinta naturaleza, que abarca una variedad de elementos retentivos, existentes en el mercado, permite con el tratamiento durante los ensayos mecánicos, análisis estadísticos y resultados obtenidos, llegar a una evaluación en el comportamiento de éstos.

El desarrollo de este estudio comparativo con la selección de ocho anclajes retentivos para sobredentaduras, permitió arribar a conclusiones concretas, las cuales serán desarrolladas a continuación:

1. Estos anclajes retentivos ofrecieron diferentes grados de resistencia a la oposición vertical.
2. Frente a las cargas máximas de desprendimiento final los anclajes fueron divididos en tres grupos.
 - 2.1. El primer grupo estaría conformado por las Barras Fresadas con la mayor resistencia.
 - 2.2. El segundo grupo estaría formado por varios tipos de anclajes integrados por el Dalla Bona, Ceka Revax, Barras Hader, Uniones Zaag y el O-Ring.

- 2.3. En el tercer grupo se ubicaron con la menor resistencia los Magnetos Shiner y Dyna.
3. De los anclajes integrantes del segundo grupo, a pesar de no haberse encontrado diferencia significativa entre los mismos, se podría decir que el anclaje individual a botón Dalla Bona ocupó el primer lugar de mayor resistencia y seguido por el anclaje individual a broche Ceka Revax.
 4. El anclaje individual a botón Dalla Bona demostró ser el elemento retentivo con la resistencia más estable frente a las cargas máximas al desprendimiento final.
 5. Los anclajes individuales Dalla Bona y Ceka Revax, de características distintas, obtienen una resistencia aceptable como consecuencia de la regulación por parte del profesional.
 6. Los Magnetos Shiner y Dyna fueron los anclajes con menor resistencia.
 - 6.1. Aunque hubo una diferencia no significativa entre ambos, se podría decir que el Magneto Shiner fue más resistente que el Magneto Dyna.
 7. Con el Magneto Shiner, no se encontró comparativamente diferencias en las resistencias a las cargas con los anclajes individuales a botón O-Ring y a broche Zaag.
 8. La existencia de micromovimientos en las sobredentaduras permite la formación de tres grupos de anclajes.

- 8.1. El primer grupo considerado con la mayor estabilidad estaría conformado por las Barras Fresadas, Barra Hader y el anclaje individual a botón O-Ring.
- 8.2. El segundo grupo, considerado con mediana estabilidad, estaría integrado por el anclaje individual a botón Dalla Bona, el anclaje individual a broche Zaag y el Magneto Dyna.
- 8.3. El tercer grupo con la menor estabilidad, estaría formado por el anclaje individual a broche Ceka Revax y el Magneto Shiner.
9. Las Barras Fresadas por su resistencia y estabilidad superan la barrera del movimiento ántero-posterior.
10. La mayor elaboración en las Barras Fresadas obtiene una mejor retención y estabilidad.
11. La adición de anclajes individuales a botones y a broches en el recorrido de las Barras Fresadas, no solamente aumentan su resistencia, sino satisfacen aún más la estabilidad de las sobredentaduras.
12. Los sistemas O-Ring y las Barras Hader con clips plásticos, pertenecientes al grupo con mayor estabilidad, a pesar de no haberse encontrado diferencia significativa entre los mismos, la estabilidad de los anclajes individuales a botón

- O-Ring sería superior a las Barras Hader, pues estaría compensado por la resiliencia de la extensión distal de la sobredentadura sobre la mucosa.
13. Las barras coladas de tipo Dolder o Barras Hader con clips plásticos, demostraron poseer menor estabilidad debido a la rigidez del sistema.
 14. Los recorridos de las barras en general no deben ser extensos ni poseer curvaturas. Combinándolas con anclajes resilientes y seleccionando correctos puntos de soldadura, cercanos a los anclajes, permitirán una mejor retención y estabilidad de la supraestructura.
 15. Los magnetos estarían dentro de una clasificación independiente, de ajuste automático y económico. De los magnetos seleccionados en este estudio comparativo, los Magnetos Dyna demostraron ser más estables que los Magnetos Shiner.
 16. El planeamiento preprotético de la cantidad y calidad de los pilares y del anclaje seleccionado lleva a conservar una mayor estabilidad de la prótesis.
 17. La correcta combinación de la rigidez con la resiliencia, permiten la durabilidad de los pilares y los tejidos de sostén.
 18. Es de vital importancia en la planificación preprotética el análisis de la ubicación de los pilares para obtener la mejor estabilidad protética en la supraestructura.



19. Frente a las fuerzas horizontales, que son las causantes de daños a los pilares y a los tejidos subyacentes, es importante contrarrestarlas con la ubicación de dos pilares en maxilar inferior en la zona de caninos y de ser necesario se sumarán dos más en la zona de premolares.

20. Con una correcta selección del anclaje retentivo, y una resolución protética con libertad de movimientos oclusivos, que se opongan a los vectores ántero-posteriores, protegerán a los pilares y a los tejidos de sostén.

BIBLIOGRAFÍA

1. SAIZAR, P. "*Prostodoncia Total*" *Tratamiento protético de la edentación total*. Ed. Mundi, 1972, pág. 1-6.
2. HARALDSON, T.; KARLSSON, U.; CARLSSON, G.E. "*Bite force and oral function in complete denture wearers*". *J. Oral Rehab.* 1979; 6; 41-48.
3. GLANTZ, P.O.; STAFFORD, G.D.; "*Bitte forces and functional loading levels in maxillary complete dentures*"; *Dent. Mat.*; 1985; 1.66-70.
4. LUIS FELIPE JIMÉNEZ S.; MARCEL HIDALGO C.; "*Análisis fotoelástico de sobredentaduras a Barra Implanto Retenida*"; *Rev. Dent. Chile*; Abril 1995; 86 (I); pág 35-40.
5. SÁNCHEZ TURRIÓN, A.; RIO HIGHMISTH, J.; SUÁREZ GARCÍA, M.J.; MARTÍNEZ VÁZQUEZ DE PARGA, J.; "*Utilización de Restos Radiculares en sobredentaduras*"; *Avances en Odontoestomat.*; 1995; 11; pág. 381-384.
6. NAERT, I.; QUIRYNEN, M.; VAN STEENBERGHE, D.; DARIUS, P. "*A comparative study between Branemark and IMZ Implants Supporting Overdentures*". *Prosthetic considerations*; Quintessence Book; Mayo Medical Center, Rochester Minnessota, Sept. 23-27; 1990; pág. 179-193.
7. GEERING, A.H.; "*Complete Dentures and Overdentures Prosthetic*" Ed. Georg. Thieme Verlag, Thieme Medical Publisher Inc.; 1993; pág 143-167.

8. PRADIES RAMIRO, G.J.; SUÁREZ GARCÍA, M.J.; LÓPEZ LOZANO, J.F.; MARTÍNEZ RAMOS, J.M.; "El anclaje Ceka Revax Axial en Sobredentaduras: Procedimientos Clínicos y de Laboratorio"; Avances en Odontoestomatología; 1994; Vol. 4; pág. 255-259.
9. BARRACHINA MATAIX, M.J.; CALVO AZPEITÍA, J.A.; CALVO SALAZAR, J.A.; BARRACHINA MATAIX, P.; GONZÁLEZ CALVO, J.L.; "Prótesis Fijo-Removibles Implantosoportadas Utilizando el método de electroerosión"; Ed. Quintessence (Ed. esp.); 1995; Vol. 8; N° 6; pág. 372-382.
10. FENTON, A.H.; "The decade of overdentures: 1970-1980"; The J. Prost. Dent.; Vol. 79; N° 1; Jan. 1998; pág. 31-36.
11. MERICSKE STERN, R.; "Overdentures with roots or Implants for Elderly Patients: A Comparison" J. Prost. Dent.; 72; Nov. 1994; pág. 543-550.
12. LANGER, Y.; LANGER, A.; "Sobredentaduras con Retención Radicular. Tratamiento del Traumatismo entre los procesos edéntulos y la dentición antagonista"; J. Prost. Dent.; Sept.-Oct. 1992; Vol. 11; N° 5, pág. 118-122.
13. ENGQUIST, B.; "Overdentures"; Quintessence Books; 1992; cap. 19; pág. 233-247.
14. VALLECILLO CAPILLA, M.; SÁNCHEZ FERNÁNDEZ, E.; "Implantes Osteointegrados en Desdentados Totales" ; Rev. Europea Odontoestamat.; Enero-Febrero 1992; 4 (1); pág. 11-18.
15. CORDIOLI, G.P.; BRUGNOLO, E.; MAZZOCCO, C.; LAZZARA, R.J.; VENTURELLI, A.; "Osteointegración en la Práctica Clínica". Ed. Biomax; 1994, pág. 97-105.
16. STEINWEG, A.; "Posibilidades de Combinación de Prótesis de Soporte Dental y sobre Implantes"; Quintessence técnica (Ed. esp.); 1994; Vol. 5; N° 1; pág. 46-57.

17. WILLIAMSON, R.T.; "Retentive bar Overdenture Fabrication with Preformed Castable Components: A Case Report";
18. HOBO, S.; ICHIDA, E.; GARCÍA; L.T.; "Osteointegración y Rehabilitación Oclusal"; 1997; cap. 10; Ed. Marban; Madrid; España.
19. NORTON, M.; "Implantes Dentales sistema Astra Tech"; Ed. Marban, S.L. (Ed. esp.); Madrid; España; 1998; pág. 89-100.
20. WALMSLEY, D.A.; NILNER, N.; "Overdentures: When and how"; J. Prost. Dent. ; 1997; 25 (1); S1-S3.
21. CUNE, M.S.; PUTTER, C.; HOOGSTRATEN, J.; "A Nationwide evaluative study on implant-retained overdentures"; J. Prost Dent.; 1997; 25 (1) pág. 13-19.
22. NAERT, I.E.; "Patient evaluation and treatment planning" J. of Prost. Dentistry; 1997; 25 (1); pág. 5-11.
23. JEMT, T.; CARLSSON, L.; BOSS, A.; JÖRNÉUS, L.; "In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: A comparative pilot study"; Int. J. Oral maxillofac. Implants; 1991; 6; pág. 413-417.
24. ATWOOD, D.A.; "A cephalometric study of the clinical rest position of the mandible. Part 1: The variability of the clinical rest position following the removal of occlusal contact"; J. of Prost. Dent.; 1956; N° 6 pág. 504.
25. ATWOOD, D.A.; "A critique of research of the rest position of the mandible"; J. of Prost Dentistry; 1966; N° 16; pág. 848.
26. ATWOOD, D.A.; COY, J.; "Estudio clínico cefalométrico y densitométrico de la reabsorción de los rebordes alveolares"; J. of Prost Dent. 1971; Vol. 26; pág. 280.

27. ATWOOD, D.A.; "Reabsorción de los rebordes residuales: una afección muy extendida"; J. of Prost Dentistry; 1971; 26; pág. 266.
28. TALLGREN, A.; "The effect of denture wearing on facial morphology: a 7 years longitudinal study"; Acta Odontol. Scand.; 1967; Vol. 25; pág.563.
29. TALLGREN, A.; "The continuine reduction of the residual alveolar ridge in complete denture wearers: a mixed - longitudinal study covering 25 years"; J. of Prost. Dent.; 1972; Vol. 27; pág. 120.
30. BRILL, N.; TRYDE, G.; CANTOR, R.; "The dynamic nature of lower denture space"; J. Prost. Dent.; 1965; Vol. 15; pág. 401.
31. MILLER, P.; "Complete dentures supported by natural teeth"; J. of Prost. Dent.; 1958; Vol. 8; pág. 924.
32. DOLDER, E.; "The bar jount mandibular denture"; J. of Prost Dent.; 1961; Vol. 2; pág. 689-707.
33. MORROW, R.; FELDMAN, E.; RUDD, K.; TROVILLION, H.; "Tooth supported complete dentures: an approach to preventive prosthodontics"; J. of Prost. Dent.; 1969; pág. 513.
34. MORROW, R.; POWEL, J.; JAMESON, W.; JEWSON, L.; RUDD, K. "Tooth supported complete dentures; description and clinical evaluation of a simplified technique"; J. of Prost. Dent.; 1969; Vol. 22; pág. 414.
35. HUTTON, J.E.; HEATH, R.M.; CHAI, J.Y; HARNETT, J.; JEMT, T.; JOHNS, R.B.; McKENNA, S.; Mc NAMARA, D.C.; VAN STEENBERGHE, D.; TAYLOR, R.; WATSON, R.M.; HERRMANN, I.; "Factors Related to Success and Failure Rates at 3 year follow-up in a Multicenter Study of Overdentures Supported by Branemark Implants" Int. J. of Oral Maxillofac. Implants; Vol. 10; N° 1; 1995; pág.- 33-42.

36. FREDERICK, D.R.; CAPUTO, A.A.; "Effects of overdentures retention designs and implant orientations on load transfer characteristics"; J. of Prost. Dent.; Dic 1996; Vol 76; N° 6; pág. 624-632.
37. WIRZ, J.; LOPEZ, S.; SCHMIDLI, F.; "Anclajes Magnéticos sobre Implantes (1) Inventario"; Quintessence (ed. esp); 1994; Vol. 7; N° 9; pág. 587-592.
38. FERNÁNDEZ BODEREAU, E. (Jr); FERNÁNDEZ BODEREAU, E.: "Prótesis Fija e Implantes: Práctica Clínica"; Ed. Avances Médicos-Dentales. S.L. Madrid. Epaña; 1996; pág. 332-336.
39. DEMPSTER, W.T.; ADAMS, W.S.; DUDDLES, R.A.; "Arrangement in the jaws of roots of the teeth"; J. Am. Dent. Assoc. ; 67; 779; 1963.
40. HOOD, J.A.; FARAH, J.W.; CRAIG, R.G.; *Stress and deflection of three different pontic designs*"; J. of Prost. Dent.; 33; 54-59; 1975.
41. FERNANDEZ BODEREAU, E. Jr; SVETLIZE, C.A.; "Prótesis Removible sobre raices e implantes (sobredentaduras)"; Avances en Odontoestomat.; Agosto 1998; Vol 14; N° 6; pág. 369-382.
42. JOHNS, R.B.; JEMT, T.; HEATH, M.R.; HUTTON, J.E.; McKENNA, S.; McNAMARA, D.C.; VAN STEENBERGHE, D.; TAYLOR, R.; WATSON, R.M.; HERRMANN, I.; *A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants*"; Int. J. Oral Maxillofac. Implants; 1992; 7; pág. 513'522.
43. ENGQUIST, B., BERGENDAL, T.; KALLUS, T.; LINDEN, U.; *A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supportsing overdentures*"; Int. J. Oral Maxillofac. Implants.; 1988; 3; pág. 129-134.

44. JEMT, T.; BOOK, K.; LINDEN, B.; URDE, G.; "*Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Branemark implants in severely resorbed edentulous maxillae: A study form prosthetic treatment to first annual check-up*"; Int. J. Oral Maxillofac. Implants; 1992; 7; pág. 162-167.
45. JACKSON, T.R.; "*The application of rare earth magnetic retention to osseointegrated implants*"; Int J. Oral Maxillofac. Implants; 1986; 1; pág. 81-92.
46. GILLINGS, B; "*Magnetic denture retention systems: inexpensive and efficient*"; Int. Dent. Journal; 1984; Vol 34; pág. 184-197.
47. GILLINGS, B.; "*Magnetic denture retention systems*"; En Preiskel, H. "*Presicion attachments in prosthodontic, overdentures and telescopic protheses*"; 1985; Vol. 2; Cap. 7; pág. 191-241; Quintessence books London.
48. FUENTES, FERNANDO; "*Sobredentaduras magnéticas*"; Rev. Odont. Uruguay; Sept. 1997; Vol. 46; pág. 20-32.
49. WIRZ, J.; JÄGER, K.; SCHMIDLI, F. "*Anclajes magnéticos sobre implantes (II). Comportamiento de corrosión*"; Quintess. (Ed. esp); 1995; Vol. 8; N° 6; pág. 393-399.
50. BABUSCH, CH.; "*Implantes Dentales*" Interamericana. Mc Graw Hill, México; 1994; cap. 12.
51. ROMERO RUIZ, A.M.; "*Sistema IMP: una nueva técnica para la fijación de ataches magnéticos en Sobredentaduras*"; Soproden; Vol. XIV; N° 4; 1998; pág. 1-6.
52. SCHWEIKERT, E.O.; "*The Ceka Anchor, an attachment for Overdentures*"; Quintessence International; Oct. 1980; N° 10; R. 1926; pág. 43-48.
53. DALLA BONA, H.; "*DER DALBO Zylinderanker fur die uberoder hybridprothese*"; Die Quintessenz; 1971; 4340; pág. 1-12.

54. DAVIDOFF, S.R.; "Implant-Supported Overdentures: The Zaag Attachment system"; Compendium Contin. Educ. Dent.; Vol. 18; Nº 11; pág. 1144-1151, Nov. 1997.
55. DAVIDOFF, S.R.; DAVIS, R.P.; "The ERA Implant Supported Overdentures"; Compendium Contin. Educ. Dent.; Vol. 16; Nº 5; May 1995; pág. 512-520.
56. EPSTEIN, D.D.; EPSTEIN, P.L.; COHEN, B.I.; PAGNILLO, M.K.; "Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems"; J. of Prost. Dent.; Vol. 82; Nº 5; Nov. 1999; pág. 579-584.
57. ESPINOSA - MARINO, J.; ÁLVAREZ - FERNÁNDEZ, M.A.; GONZÁLEZ - GONZÁLEZ, I.; CAMPO OLIVER, A.; "Uso del sistema del anclaje Zaag en las sobredentaduras implantoreténidas"; RECOE; Vol. 4; Nº 6; 1999; pág. 597-603.
58. LASOFF, M.; "Intraradicular attachments in overdentures"; Ny State Dent. J.; 1984; 50; pág. 669-72.
59. ZARB, G.; JANSSON, T.; JEMT, T.; "Otras Aplicaciones Prosthodonticas en Brånemark - Zarb Albrektsson (eds). Prótesis Tejidos Integrados. La osteointegración en la Odontología Clínica; Quintessence Books; 1985; 16; pág. 283-287.
60. FONS FONT, A.; LABAIG RUEDA, C.; SELVA OTAOLARRUCHI, E.; "Estudio de la relación existente entre el diseño de los ataches para sobredentaduras y su comportamiento, biomecánico"; Rev. Act. Odontoestomat.; 1995; 55 (4); pág. 19-29.
61. COHEN, B; PAGNILLO, M.; CONDON, S.; DEUTSCH, A.; "Comparative study of two precision overdenture attachment designs"; J. of Prost. Dent.; Agosto 1996; Vol 76; pág. 145-152.
62. FERNÁNDEZ BODEREAU, E. Jr; SVETLIZE, C.A.; "Sobredentaduras: Selección de anclajes"; Claves de Odontología; 1997; pág. 3-8.

63. ITI BONEFIT; "*Nuevo anclaje de bola retentivo: sistema de implantes dentales ITI Bonefit*"; Avances Odontoestomat; Julio - Agosto 1994; 10 (6); pág. 440-1.
64. VENTURELLI, A.; "*Manual Educación Continua en Implantología*"; Centro studi implantoprotesi; 1994; pág. 58-65.
65. KELTIENS, H.; CREUGERS, T.; MULDER, J.; CREUGERS, N.; "*Survival and retreatment need of abutment teeth in patients with overdentures: a retrospective study*"; Community Dent. Oral Epidemiol.; 1994; Vol. 22; pág. 453-55.
66. MISCH, C.; "*Implantología Contemporánea*"; Ed. Mosby / Doyma Libros Madrid, España; Cap. 15; 1995.
67. SETZ, J.; HYUNGLLEE, S.; ENGEL, E.; "*Retención of prefabricated attachments for implants stabilized overdentures in the mandible: An in vitro study*"; The J. of Prost. Dent.; Sept. 1998; Vol. 80; N° 3; pág. 323-29.
68. KO, S.H.; McDOWELL, G.C.; KOTOWICZ, W.E.; "*Photoelastic stress analysis of mandibular partial denture with mesial and distal occlusal rests*"; J. of Prost. Dent.; 56; 454-460; 1986.
69. DESJARDINS, R.P.; "*Tissue - integrated prostheses for edentulous patients with normal and abnormal jaw relation ships*"; The J. of Prost. Dent.; Feb. 1992; Vol 59; N° 2; pág. 180-187.
70. DESJARDINS, R.P.; "*Prosthesis design for osseointegrated in the edentulous maxilla*"; Int Oral Maxillofac Implantology; 1992; 7; pág. 311-320.
71. BREEDING, L.C.; DIXON, D.L.; SCHMITT, S.; "*The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prosthesis*"; The J. of Prost Dent.; May 1996; Vol. 75; N° 5; pág. 570-573.

72. WALTON, J.N.; RUSE, D.N.; "In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures"; The J. of Prost. Dentistry; Vol. 74; N° 5; Nov. 1995; pág. 482-486.
73. FUJIMOTO, T.; NIIMI, A.; MURAKAMI, I.; UEDA, M.; "Use of New Magnetic attachments for Implants supported Overdentures"; J. of Oral Implantology; Vol. 24; N° 3; 1998; pág. 147-151.
74. DRAGO, T.; "Tarnish and corrosion with the use of intraoral magnets"; J. of Prost Dent. ; 1991; 66 (4); pág. 336-340.
75. IIMURO, T.; YONEYAMA, T.; OKUNO, O.; "Corrosion of coupled metals in a dental magnetic attachment system"; Dent. Mater. J.; 1993; 12 (2); 136-144.
76. WALMSLEY, A.D.; BRADY, C.L.; SMITH, P.L.; FRAME, J.W.; "Magnet retained overdentures using the Astra dental implant system"; Br Dent. J.; 1993; 174; pág. 399-404.
77. BESIMO, CH.; KEMPF, B.; "In vitro investigation of various attachments for overdentures on osseointegrated implants"; J. of Oral rehabilitation; 1995; 22; 691-698.
78. MERISCHE-STERN, R.; "Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: A retrospective study"; Int. J. Oral Mallillofac.Implants; 1990; 5; pág. 375-383.
79. BURNS, D.R.; UNGER, J.W.; ELSWICK, R.K.; GIGLIO, S.A.; "Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II patient satisfaction and preference"; The J. of Prost Dent; Vol. 73; N° 4; april 1995; pág. 364-369.
80. SPIEKERMANN, H.; JANSEN, V.K.; RICHTER, E.J.; "A 10-year Follow - up Study of IMZ and TPS Implants in the Edentulous Mandible Using Bar Retained Overdentures"; The Int. J. of Oral Maxillofac. Implants; 1995; Vol. 10; N° 2; pág. 231-242.



81. VON WOWERN, N.; HARDER, F.; HJIRTING-HANSEN, E.; GOTFREDSEN, K.; *"ITI implants with overdentures: A prevention of bone loss in edentulous mandibles?"*; J. Oral Maxillofac. Implants.; 1990; 5; 135-139.
82. DAVIS, D.M.; ROGERS, J.O.; PACKER, M.E.; *"The Extent of Maintenance Required by Implant Retained Mandibular Overdentures: A 3 Year Report"*; Int. J. of Oral Maxillofac. Implants; vol. 11; N° 6; 1996; pág. 767-774.
83. ERICSSON, I.; LEKHOLM, V.; BRANEMARK, P.I.; LINDHE, J.; GLANTZ, P.O.; NYMAN, S.; *"A clinical evaluation of fixed bridge restorations supported. By the combination of teeth and osseointegrated titanium implants"*; J. Clin. Periodontal. 1986; 13; 307-312.
84. BRILL, N.; *"Full denture retention: Factors in the mechanism of full denture retention; a discussion of selected papers"*; Dent. Practic. Dent. Rev. ; 1967; 18; pág. 9-19.
85. WRIGHT, P.S.; WATSON, R.M.; HEATH, M.R.; *"The Effects of Prefabricated Bar Design on the Success of Overdentures Stabilized by Implants"*; The Int. Oral Maxillofac. Implants; Vol. 10; N° 1; 1995; pág. 79-87.
86. ESCUIN HENAR, T.S.; SERRA ROBERT, G.; CAPELLA CALLAVED, J.; ACEVEDO CARRERO, M.; VIDAL MARIGO, J.; *"Barras Fresadas con anclajes una solución en prótesis implantosoportadas"*; Rev. Act. Odontoestomat.; España; 1994; 54 (433); pág. 25-34.
87. KIAT AMNUAY, S.; KHAN, Z.; GETTLEMAN, L.; *"Overdenture retention of four resilient liners over an implant bar"*; The J. of Prost Dent. ; Vol. 81; N° 5; May 1999; pág. 568-573.
88. EKFEJLDT, A.; JOHANSSON, L.A.; ISAKSSON, S.; *"Implant supported overdenture therapy: a retrospective study"*; Int. J. Prosthodont. ; 1997; 10; pág. 366-370.

89. BLOCK, M.S.; KENT, J.N.; FINGER, I.M.; *"Use of the Integral implant for overdenture stabilization"*; Int. J. Oral Maxillofac. Implants; 1990; 5; pág. 375-383.
90. JENNINGS, K.J.; *"ITI hollow - cylinder and hollow screw implants: Prosthodontic management of edentulous patients using overdentures"*; Int. J. Oral Maxillofac. Implants; 1991; 6; pág. 202-206.
91. CHAN, M.F.; JOHNSTON, C.; HOWELL, R.A.; *"A retrospective study of the maintenance requirements associated with implant stabilised overdentures"*; Eur. J. Prosthodont Restor Dent.; 1996; 4; 39-43
92. NAERT, I., QUIRYNEN, M.; THEUNIERS, G.; VAN STEENBERGHE, D. *"Prosthetic aspect of osseointegrated implants supporting overdentures. A 4 year report"*; J. of Prost Dent.; 1991; 65; pág. 671-680.
93. HERTEL, R.C.; KALK, N.; *"Influence of the dimensions of implant of superstructure on peri-implant bone loss"*; Int. J. Prosthodontic; 1993; (6); pág. 18-24.
94. VERSTEGH PAM; VAN BEEK, G.J.; SLAGTER, R.; OTTERVANGER, J.P.; *"Clinical Evaluation of mandibular overdentures supported by multiple bar fabrication: A follow-up study of two implants systems"*; The Int. J. of Oral and Maxillofac. Implants; 1995; 10 (5); pág. 595-603.
95. STEWART, B.L.; EDWARDS, R.O.; *"Retention and wear of precision-type attachments"*; The J. of Prost. Dent.; January 1983; Vol. 49; N° 1; pág.28-34.
96. SCHOLLE, K.V.; *"Ergebnisse der Nachuntersuchungen von knopfgeübten Prothesen"*; Deutsh Zahnartztlz; 28-74; 1973.
97. PREISKEL, H.W.; ARVIDSON, K.; GEERING, A.H.; MERICSKE - STERN, R.; *"Overdentures made easy a guide to implant and root supported prostheses"*; Quintessence Publishing; 1996; pág. 11-20; 81-96.

98. ZEST ANCHOR *Technique manual*; Escondido (CA); Zest Anchors; 1993.
99. ZEST ANCHOR advanced generation (ZAAG) technique manual. Escondido (CA); Zest Anchors; 1997.

