

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
Departamento de Prótesis Bucofacial



**ESTUDIO EXPERIMENTAL DE SISTEMAS
POLIMÉRICOS PARA RECUBRIMIENTO
DE METAL EN PRÓTESIS**

**MEMORIA PRESENTADA PARA OPTAR AL GRADO DE
DOCTOR POR**

Susana David Fernández

Bajo la dirección de los Doctores:

Jaime del Río Highsmith
Alicia Celemín Viñuela

Madrid, 2004

ISBN: 84-669-2620-8



**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE
MADRID**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE PRÓTESIS
BUCOFACIAL**

**ESTUDIO EXPERIMENTAL DE
SISTEMAS POLIMÉRICOS PARA
RECUBRIMIENTO DE METAL EN
PRÓTESIS**

TESIS DOCTORAL

Susana David Fernández

2004

ESTUDIO EXPERIMENTAL DE SISTEMAS POLIMÉRICOS PARA RECUBRIMIENTO DE METAL EN PRÓTESIS

Trabajo de investigación para
optar al grado de Doctor en Odontología
por la Universidad Complutense de Madrid que presenta:

Susana David Fernández

Directores:

Dr. D. Jaime Del Río Highsmith
Catedrático en Prótesis Dental y Maxilofacial
Dra. Dña. Alicia Celemín Viñuela
Profesora Asociada

Departamento de Prótesis Bucofacial
Universidad Complutense de Madrid

Madrid, 2004

ÍNDICE

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	4
1.1. CERÁMICAS.....	6
1.2. RESINAS COMPUESTAS.....	7
1.2.1. LA ACTUALIDAD DE LOS COMPOSITOS COMO RECUBRIMIENTO ESTÉTICO.....	7
1.2.1.1. FASE ORGÁNICA, MATRÍZ O RESINA.....	7
1.2.1.2. FASE DISPERSA, INORGÁNICA O RELLENO.....	11
1.2.1.2.a. REPERCUSIÓN DE LA FASE DISPERSA EN LOS INCIADORES.....	14
1.2.1.3. PROPIEDADES.....	14
1.2.1.4. INTERFASE ALEACIÓN- RESINA.....	19
1.2.1.4.a. SISTEMAS ORGÁNICOS (SILANIZACIÓN).....	20
1.2.1.4.b. SISTEMAS INORGÁNICOS (SILICATIZACIÓN).....	20
1-2-1-5. SISTEMAS POLIMÉRICOS DE RECUBRIMIENTO.....	21
1.2.1.5.a. SINFONY 3M (ESPE®).....	21
1.2.1.5.b. CONQUEST SCULPTURE (JENERIC/PENTRON®).....	23
1.2.1.5.c. BELLE GLASS HP (GIRRBACH DENTAL GmbH®).....	24
1.2.1.5.d. GC GRADIA (GC®).....	25
1.2.1.5.e. ESTENIA (HAGER UND WERKEN®).....	26
1.2.1.5.f. SIGNUM+ (HERAEUS KULZER®).....	27
1.2.1.5.g. ARTGLASS (HERAEUS KULZER®).....	28
1.2.1.5.h. SOLIDEX (SHOFU®).....	29
1.2.1.5.i. TARGIS (IVOCLAR VIVADENT®).....	30
1.2.1.5.j. DIALOG (DIALOG OCCLUSAL SHÜTZ®).....	30
1.2.1.5.k. SR CHROMASIT.....	31
1.2.1.5.l. VITA ZETA (VITA®).....	32
1.2.1.5.ll. CRISTOBAL+ (DENTSPLY®).....	33
2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	41

3.	MATERIAL Y MÉTODO.....	43
3.1.	FASE EXPERIMENTAL “IN VIVO”.....	44
3.1.1.	SELECCIÓN DE PACIENTES.....	44
	3.1.1.a. CRITERIOS DE INCLUSIÓN.....	44
	3.1.1.b. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.....	46
3.1.2.	PLAN DE TRATAMIENTO.....	47
3.1.3.	DESCRIPCIÓN DEL MATERIAL DE LAS RESTAURACIONES.....	48
3.1.4.	ELABORACIÓN DE LAS RESTAURACIONES CON CRISTOBAL+.....	49
3.1.5.	DESGASTE.....	52
3.1.6.	ESTABILIDAD ESTÉTICA.....	63
3.1.7.	RETENCIÓN DE PLACA.....	66
3.2.	FASE EXPERIMENTAL “IN VITRO”.....	69
	3.2.1. DESCRIPCIÓN DE LA COMPOSICIÓN Y DE LAS PROPIEDADES DEL MATERIAL.....	69
	3.2.2. DUREZA SUPERFICIAL.....	69
	3.2.3. COMPORTAMIENTO ELÁSTICO.....	72
4.	RESULTADOS.....	75
4.1.	FASE EXPERIMENTAL “IN VIVO”.....	76
	4.1.1. DESGASTE.....	76
	4.1.2. ESTABILIDAD ESTÉTICA.....	77
	4.1.3. RETENCIÓN DE PLACA.....	77
4.2.	FASE EXPERIMENTAL “IN VITRO”.....	78
	4.2.1. DUREZA SUPERFICIAL.....	78

4.2.2. COMPORTAMIENTO ELÁSTICO.....	78
--	----

5 DISCUSIÓN.....

80

**5.1 FASE EXPERIMENTAL “IN
VIVO”.....81**

5.1.1 DESGASTE.....	81
5.1.2 ESTABILIDAD ESTÉTICA.....	87
5.1.3. RETENCIÓN DE PLACA.....	91

**5.2 FASE EXPERIMENTAL “IN
VITRO”.....93**

5.2.1 DUREZA SUPERFICIAL.....	93
5.2.2. COMPORTAMIENTO ELÁSTICO.....	95

6 CONCLUSIONES.....9

9

**6.1 FASE EXPERIMENTAL “IN
VIVO”.....100**

**6.2 FASE EXPERIMENTAL “IN
VITRO”.....101**

7 ANEXOS.....102

. ANEXO 1.....	103
. ANEXO 2.....	105
. ANEXO 3.....	109

8 BIBLIOGRAFÍA.....126

I. INTRODUCCIÓN

Las prótesis implanto-soportadas constituyen una opción perfectamente válida, y con suficientes garantías, a la hora de planificar la rehabilitación de un paciente parcial o totalmente edéntulo ⁽¹⁻¹⁶⁾.

En el éxito de los tratamientos implantoprotéticos, intervienen factores interdependientes relacionados con el implante y con la rehabilitación protodóncica ⁽³⁻¹⁷⁾(fig. 1).

Uno de los más importantes es el material con el que se recubren las estructuras metálicas de las prótesis fijas implanto-soportadas.

A la hora de confeccionar una restauración implanto-soportada, hemos de considerar diferentes elementos en su planificación: localizadores, implantes, pilares, estructuras metálicas intermedias (mesoestructuras), y los recubrimientos o blindajes.

Cada elemento tendrá su función y la de los recubrimientos será la de ofrecer estética (color, soporte, dimensión vertical) y superficie oclusal funcional.

Los dos tipos de recubrimientos existentes son las resinas y las cerámicas

1.1. CERÁMICAS

Mucho han evolucionado las porcelanas dentales desde que en el siglo XVIII se empezaron a emplear para confeccionar dientes artificiales.⁽¹⁸⁻²²⁾

Su gran dureza, estabilidad cromática, estética, biocompatibilidad, resistencia a la abrasión, resistencia a la corrosión, unión a las subestructuras metálicas, buen ajuste, baja conductividad térmica, inactividad química, coeficiente de expansión térmica similar al del tejido dentario, y buen acabado superficial, hacen que sea un material de elección.⁽²³⁻³⁸⁾

No obstante, presenta también una serie de inconvenientes: sufre gran

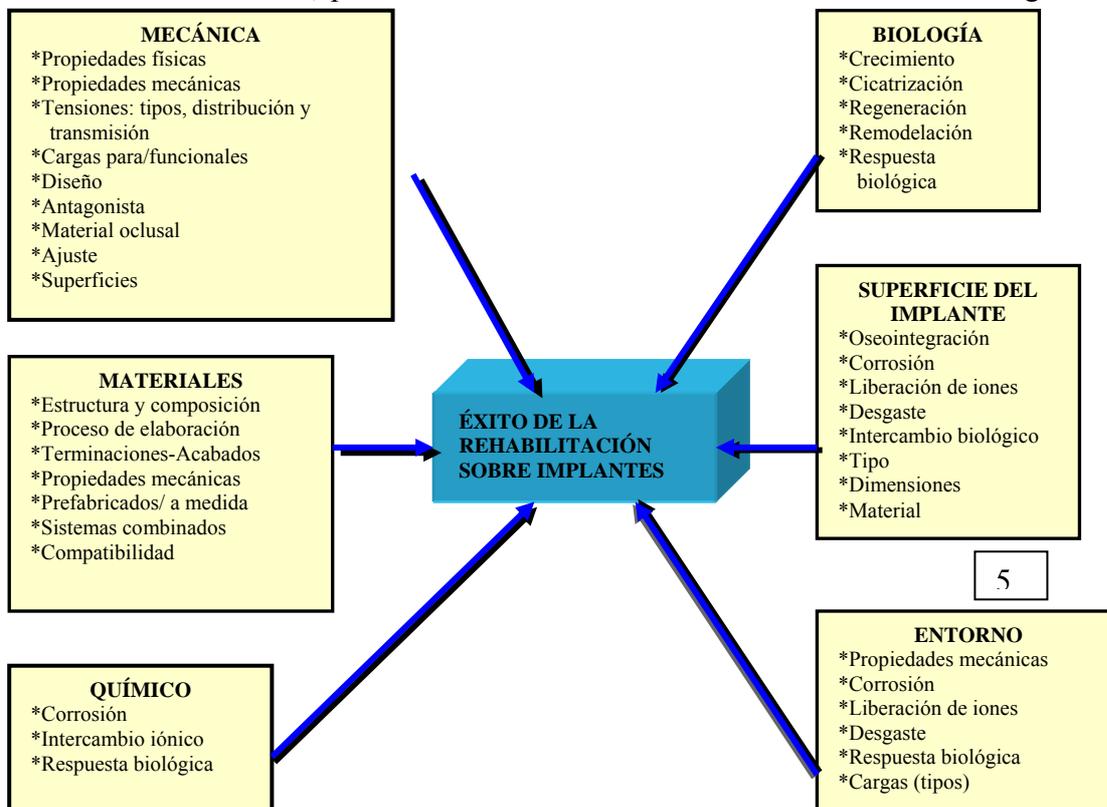


Figura 1. Factores que intervienen en el éxito de la rehabilitación I-S

contracción, es frágil, ofrece poca resistencia a la tracción; al ser más dura que el esmalte, los dientes antagónicos sufren mayor desgaste; su elaboración es larga, compleja, delicada y crítica; y dado su elevado módulo elástico (indeformabilidad y fragilidad), convierte cualquier sobrecarga o defecto superficial en fractura, a lo que se añade su difícil reparación en clínica.^(30,34,39-51)

Además precisan aleaciones metálicas de alto rango de fusión para poder cocer sobre ellas el material cerámico, lo que limita las posibilidades de restauración.

Las cerámicas de baja fusión, constituyen un gran paso en el perfeccionamiento de las porcelanas, pues además de ser menos duras, consiguen una menor deformación de la estructura metálica, ampliando el margen de las aleaciones a utilizar.

Hoy día, son los materiales de elección a la hora de recubrir estructuras metálicas para prótesis fija convencionales o implanto-soportadas, pero debido a que no están exentas de inconvenientes se están ensayando otras alternativas. Este trabajo de investigación pretende profundizar en ellas.⁽⁵²⁻⁶⁴⁾

1.2. RESINAS COMPUESTAS

Las resinas compuestas que recubren las estructuras metálicas de las rehabilitaciones implanto-soportadas, son más versátiles, ofrecen significativas mejoras respecto al concepto tradicional de los plásticos.

Además de su reparabilidad en clínica, los actuales sistemas de unión a las aleaciones, permiten prescindir de macrorretenciones, mejorando de este modo la estética. El modelado por capas con materiales específicos, con polimerizaciones intermedias, y la terminación de los cargados, repercute favorablemente sobre la coloración y reducen la retención de placa. Aunque el coste del procedimiento en el laboratorio no es menor que el de las cerámicas.⁽⁶⁵⁻⁷⁷⁾

Los composites son el resultado de una combinación tridimensional de, al menos, dos materiales de distinta naturaleza química con interfases diferentes. En concreto, el término *resina compuesta* se refiere al material constituido por tres fases: matriz, orgánica o resina; dispersa, inorgánica o relleno; y fase de unión o interfacial (agente silano). De cada una de ellas depende una serie de propiedades que posteriormente comentaremos.

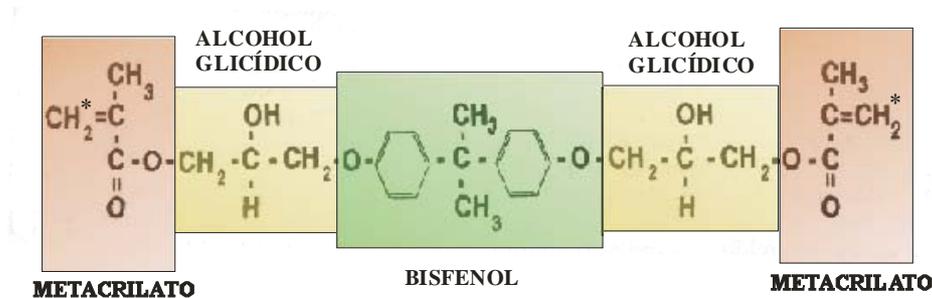
1.2.1. LA ACTUALIDAD DE LOS COMPOSITOS COMO RECUBRIMIENTO ESTÉTICO

1.2.1.1. FASE ORGÁNICA, MATRÍZ O RESINA

Desde que en 1843 J. Redtenbacher, descubriera el ácido acrílico, la *fase orgánica* (compuesta por monómero, sistema iniciador y sistema estabilizador) ha evolucionado mucho, pasando desde las resinas de metilmetacrilato, por las resinas epoxi, hasta la actualidad: resinas bisfenol A glicidil metacrilato (Bis-GMA), uretano dimetacrilato (UDMA), y las etoxibisfenol-A diacrilato.^(18,36,37,78,79)

La molécula de **Bis-GMA**, también llamada resina de Bowen, es la suma de tres moléculas base: bisfenol A, alcohol glicídico y ácido metacrílico. Se trata de un monómero rígido, viscoso y de escaso poder reticular. La rigidez se la confieren los dos ciclos aromáticos centrales de la molécula, mientras que la presencia de dos radicales hidroxilo, es lo que le aporta la viscosidad. Al disponer de tan sólo dos grupos metacrílicos en sus extremos (por eso se le conoce también a esta molécula como un diacrilato), su capacidad de reticulación es escasa.

Todo esto hace que la resina Bis-GMA presente un grado de conversión de sus extremos activos del 65%, aproximadamente. El grado de conversión es la tasa de transformación de monómero a polímero o copolímero, y depende de la composición y tratamiento del composite. En la molécula Bis-GMA son muchos los grupos metacrilato que permanecen sin reaccionar, repercutiendo negativamente en sus propiedades físicas y mecánicas: rigidez, resistencia mecánica general, resistencia a rotura, estabilidad cromática,... (Fig. 2).



Se trata pues, de lograr un alto **grado de conversión de los monómeros**, sin menoscabo de sus propiedades. Una de las maneras de conseguirlo, es *reduciendo su viscosidad*. Con tal fin, se añaden diluyentes, como el análogo cíclico del metil-metacrilato (MBL), o resinas del tipo Musduhara-Fisher (derivados metacrílicos sin bisfenol A). Éstas, pueden ser monofuncionales como el metacrilato de metilo (MA), o el ácido metacrílico (MAA); o bien

Figura 2. Molécula Bis-GMA.

bifuncionales como el etilen-glicol-metacrilato (EGDMA), o el sumatorio de tres EGDMA: trietilen-glicol-metacrilato (**TEGDMA**). Es este último, el que se suele añadir a las resinas Bis-GMA y UDMA.

Este tipo de monómero incrementa la capacidad de reacción, aunque también aportan una mayor fragilidad y contracción de polimerización.

El diacetil y propanal son otros sistemas iniciadores que, a bajas concentraciones, mantienen su biocompatibilidad, aumentan la capacidad de reacción en un 10-15%, y mejoran las propiedades mecánicas hasta casi un 25%.

También, el *someter a un post-termocurado* al composite, a una temperatura establecida (aproximadamente 100°C) durante un tiempo determinado, satura aquellos radicales activos atrapados en la estructura sin reaccionar. El inconveniente que presenta es que, en medio húmedo, la unión con el relleno se ve alterada.

Otra forma de obtener una mayor conversión es, *aumentando la distancia entre los grupos metacrilatos*. Pero hay que tener en cuenta que, si el monómero es muy flexible y no demasiado grande, el resultado es un material con peores propiedades mecánicas.

El uretano-dimetacrilato (**UDMA**), es otro monómero de elección en la composición (junto al Bis-GMA) de una gran parte de composites. Al no tener anillos bencénicos en su composición, es menos rígido y viscoso. En un principio se sintetizó a partir del hidroxialquil-metacrilato y diisocianato; actualmente se obtiene de los grupos hidroxilo del Bis-GMA, con isocianato (sistema monomérico menos hidrofílico), ofreciendo mayor flexibilidad, un mejor comportamiento de dureza, y buena calidad de conversión. Parece, si bien hay otros factores a tener en cuenta, tales como el relleno, la silanización, el tipo y cantidad de relleno,... que responden mejor mecánicamente que las resinas compuestas del tipo Bis-GMA.

Otros autores, sin embargo, apenas ven aportaciones significativas, y esperan ver la evolución de estudios que intentan obtener una molécula Bis-GMA tetrafuncional.

Como se puede deducir, la naturaleza de las cadenas, repercute en sus propiedades físicas y mecánicas. Los anillos bencénicos, proporcionan mayor resistencia a la tracción; los grupos hidroxilos o metanos, una mayor adherencia; y la ausencia de unión éster, aporta una menor viscosidad y mayor hidrofobicidad.

Pese a no encontrar aún, ninguna resina ideal, se está constantemente abriendo y desarrollando vías de investigación que lleven a obtenerla. Es el caso de los *dimetacrilatos blandos*. Son aquellos que poseen grupos alifáticos (segmentos blandos), en vez de grupos aromáticos (segmentos duros). Un

ejemplo de ellos es el poliuretano diisocianato (**PUDMA**). Éste posee un segmento duro: dos grupos fenil-metilo, y otro segmento blando: polimetileno. Como grandes ventajas, aporta una menor sorción de agua, menor contracción de polimerización y menor deflexión, buena resistencia a la tracción, gran dureza y módulo de elasticidad.

Los más actuales poseen una matriz formada por **etoxibisfenol-A diacrilato**. Se trata de un oligómero multifuncional que alcanza el 89% de conversión, y un 40-50% menos de contracción, gracias a sus radicales y a la configuración tridimensional postfraguado.

Un gran inconveniente de los composites es la **contracción de polimerización**. Este fenómeno se desarrolla en la fase orgánica, ya que se

debe a la discrepancia entre el espacio intermolecular intermonómero antes y después del curado (de 0,3-0,4nm en los dimetacrilatos, pasa a 0,15nm).

No obstante, la contracción se reduce, si la carga es mayor, aunque gracias a la incorporación de matriz prepolimerizada como relleno, los valores que se obtienen son menores.

Con este propósito, las líneas de investigación apuntan como sustitutos del TEGDMA en resinas Bis-GMA y UDMA, a los monómeros expansivos basados en espiroortocarbonatos (**SOC**), surgidos en 1970. Estos, combinados con resina epóxica, curados con polimerización catiónica; o bien, en forma de PTHF (es el resultado de la unión de un monómero epoxi, con un diepóxido, un poliol y monómeros expansores), reducen la contracción de polimerización y el estrés.

Mientras, se estudia el empleo de espiroortocarbonatos (SOC) insaturados, y vinilcloropropano (VCP), como reductores de la contracción. La obtención de monómeros híbridos que contienen grupos metacrilato y VCP, hacen de ellos otro buen sustituto del TEGDMA en resinas Bis-GMA y UDMA, puesto que consiguen reducir los valores de contracción hasta una tercera parte, son menos tóxicos y más estables en medio húmedo.

Otra propuesta innovadora en la composición de la matriz, es el empleo de monómeros antibacterianos.

Un ejemplo de ello es el metacrilooxidoacedilpiridinium (MDPB), que gracias a su grupo metacrilato, reacciona con otros, formando parte de la fase orgánica, demostrando tener un efecto inhibitor del *S.mutans*, al igual que Novaron (Toagosei Co[®], Japan), Amenitop (Matsushita Electronic[®], Japan), y

el Halo antimicrobiano (Halo Scientific Monterey[®], MA), -este último, en concentraciones mayores del 1% de peso, presenta una acción inhibitora frente al *A. Viscosus*, y *S. Mutans*-.

Hay que perfeccionar el período de efectividad, ya que su liberación se da sólo en fases iniciales.^(36,37,78-81)

1.2.1.2. FASE DISPERSA, INORGÁNICA O RELLENO

La poca **resistencia al desgaste** que presentaban las antiguas resinas compuestas, se está superando gracias a distintos procedimientos como la modificación del tamaño de las partículas, mecanismos de elaboración, o el reemplazo de *unas partículas por otras con mejores características*. Un ejemplo de ello es, la sustitución de partículas de cuarzo por vidrios de silicato

de bario, que ofrecen gran absorción de cargas, en vez de transmitir las a la resina con el probable desenlace final en microfracturas.

La incorporación, habitualmente de circonio, en los espacios interpartículas, incrementa la carga hasta el 90-95% en peso, y mejora su resistencia al desgaste, sin aumentar su viscosidad. Pese a estas virtudes, este tipo de resinas no presenta un mejor comportamiento mecánico, por lo que todavía está en fase experimental.

En ese mismo estado de observación y prueba, se encuentran las que incorporan microrrelleno de sílice no adherida a matriz, logrando un menor estrés de polimerización.

Más contrastadas están las resinas compuestas por partículas de circonio-sílice tratadas con los agentes silanos modificados: 3-methacryloxypropyltrimethoxysilan (MPTMS), y 3 acryl-oxy-propyl trimethoxysilano (APM), ofreciendo menor sorción de agua, mejor resistencia, y conservando inalterables sus propiedades en medio húmedo.

La idea de emplear *relleno en forma fibrilar* con la intención de lograr mayor área de contacto matriz-partícula (y dificultar así su separación; disminuir su viscosidad); más humectancia y por tanto mayor adhesión; y evitar la aparición de microporos, mejorando su resistencia al desgaste; parece ser efectiva, siendo las fibras de vidrio de 2-3 μm , las que mejores resultados están recogiendo.

Se añade también filamentos cerámicos con micropartículas de sílice fusionadas a alta temperatura, cuya longitud oscila entre 1-20 μm , y 0,4-1,5 μm de diámetro. Estructuralmente no presentan defecto alguno, son más fuertes,

más duras, más resistentes a la flexión que las fibras de vidrio, y hasta un 150-200% más que las convencionales con igual carga. Sin embargo, el grado de conversión es menor, requieren de quimiopolimerización, su estética no es muy buena, y la rugosidad es similar a de los composites híbridos.

La *disposición* de los cristales minerales a lo largo de la estructura tubular de la dentina en la naturaleza, también ha servido como modelo a la hora de desarrollar nuevos composites. Es el caso de los fotopolimerizables con relleno de circonio y sílice (el tamaño medio de la partícula es de 0,7-1,7 μm y su carga volumétrica es de 29-48%), con UDMA Y HDDMA como monómeros para reducir la viscosidad. A estas resinas se les aplica una corriente alterna de 60Hz por encima de 1kv/mm², para lograr esa alineación precurado de las partículas; lo que supone un incremento térmico que favorece la polimerización y sus consecuentes ventajas.

El desarrollo de los rellenos mediante *sistemas de precipitación* química sol-gel, susceptibles de modificaciones, puede dar lugar a fases dispersas con muy buenos resultados estéticos. Un ejemplo de ello es el trimetoxisilil propilmetacrilato (PMMA-co-3) con tetraetilortosilicato (TEOS), donde los enlaces covalentes entre el sílice y PMMA, configuran un híbrido inorgánico-orgánico; o el carbonato de bario con TEOS para obtener BaO-SiO₂.

El *tamaño de las partículas* repercute en numerosas cualidades del composite. Las del tipo megarrelleno (su diámetro oscila entre 0'5-2mm), le proporciona mayor dureza superficial, y menos desgaste a la abrasión. Todavía no se puede hablar de resultados a largo plazo, por su relativa reciente aparición.

Los cambios dimensionales vienen marcados principalmente por la fase matriz y por el tipo de relleno. Así, los de microrelleno sufren 5-6 veces más contracción-dilatación que el diente, y si es híbrido, la cifra se reduce hasta 3-4 veces.

Otra vía abierta, son los nanorrellenos (10-20nm, pese a que este término se refiere concretamente a los de rango comprendido entre 50-200nm) que están fuera del rango visible, y se añaden para lograr mejoras estéticas (por su radioopacidad).

Las resinas del tipo microrrellenos, permiten un pulido excepcional, así como una estética muy aceptable; sin embargo, mecánicamente, son poco atractivos. Para reforzarlos, surgen los microhíbridos. Estos consiguen hasta un 85% de relleno en peso, y las partículas con mejores resultados, suelen ser de tipo submicrónicos (en concreto, del tipo minirrelleno: 1-0,1µm) con distribución homogénea y de forma esferoidal. Si bien, los de relleno medio (1-10µm), con sílice, con alto porcentaje en carga, son los que se comportan mejor mecánicamente, y presentan menor contracción.^(37,80,81,82)

Debemos detenernos y aclarar dos conceptos que pueden llevar a confusión:

El primero de ellos, es el término *compómero*. Las resinas modificadas con poliácidos (o compómeros) se refieren a la hibridación de un composite con ionómero de vidrio. En realidad no se trata de un ionómero, pues éste es el resultado de la mezcla de, al menos, dos componentes para que se produzca una reacción ácido-base, mientras que en el compómero, se trata de una pasta con relleno de flúor, calcio, alúmina y vidrio de silicato en forma monomérica de dimetacrilato con ácido acrílico. Además, los compómeros, presentan

algunas diferencias a considerar: el flúor liberado es menor que en los ionómeros de vidrio, y sólo tienen un componente fotopolimerizable (gracias al desdoblamiento de los dobles enlaces de carbono del metacrilato), siendo responsables de la reacción con el vidrio, los grupos funcionales ácidos que no forman parte del material polimerizado.

El otro concepto de interés es la tecnología ormocera, donde la matriz es un complejo resinoso que posee átomos inorgánicos que le proporcionan otras cualidades mecánicas, con algunas mejoras por añadir, como la resistencia a la abrasión. Los iniciadores de la reacción sol-gel (uretano multifuncional y thioether(meth)acrylate alcoxysilano) de los composites basados en este sistema, han sido desarrollados para la síntesis de copolímeros inorgánicos-orgánicos .

Por último, la búsqueda de materiales anticariógenos, lleva a incorporar bases bioactivas al composite, como los fosfatos de calcio, emulando el comportamiento de la saliva, donde el contenido de dichos iones, mantiene el equilibrio des- y remineralización, a favor de esta última. Pese a liberar iones fosfato y calcio de forma sostenida, (el flúor, la clorhexidina, y los iones de plata se liberan en la fase inicial), el composite es más inestable y menos resistente.

La incorporación de hidroxiapatita al 62,5 % en peso en el relleno aumenta tres veces más su módulo de elasticidad, pero no mejora su resistencia a la flexión.^(36,37,78-81)

1.2.1.2 a. REPERCUSIÓN DE LA FASE DISPERSA EN LOS INICIADORES

Cuando una resina se fotopolimeriza, éste sufre distorsión bajo una carga (deformación), densificación de un sistema polimérico sin pérdida apreciable de masa (contracción), e incluso stress, hacia la dirección de procedencia de la luz.

Sin embargo, en las quimiocuradas, estas tensiones, parten desde el centro de la masa, y presentan una mayor porosidad.

Es importante tener en cuenta la intensidad de la luz, pues ésta actúa sobre la conversión y sobre las propiedades mecánicas. Si el valor del tamaño

de la partícula de relleno es la mitad del de la longitud de onda incidente, se obtendrá una dispersión máxima, y esto a la vez disminuirá el coeficiente de penetrabilidad. A este grupo pertenecen los híbridos submicrónicos y los de microrrelleno. Cuanto menor sea el tamaño de las partículas, mayor será la dispersión. Según el tipo, número, tamaño, naturaleza del relleno, pigmentos o colorantes, y concentración de agentes fotoiniciadores, así variará.

1.2.1.3. PROPIEDADES

Comentaremos aquellas propiedades de las resinas compuestas que tengan más relación con su función de blindaje, de forma muy somera y centradas en su estructura y evolución.

La **sorción** (adsorción, absorción, desorción, quimisorción y diálisis) de una resina será mayor o menor, según el tipo de polimerización, matriz, y relleno.

Cuando en un medio húmedo como la cavidad bucal se incorpora un composite, los grupos hidroxilo de los de tipo Bis-GMA, absorben entre un $0,2-2\text{mg/cm}^2$ de líquido, provocando una expansión higroscópica (o volumétrica). Lejos de lo que en principio pueda parecer, la magnitud de este fenómeno no es suficiente, como para compensar la contracción de polimerización.

La incorporación de agua en la estructura de las resinas compuestas neutraliza la energía superficial del relleno, favoreciendo la entrada de líquido en la interfase y la posibilidad de su solubilidad, afectando negativamente a las propiedades de las mismas (por la degeneración hidrolítica de la unión matriz-partícula, y la degradación físico-química en la matriz y en el relleno).

La presencia de poros superficiales, por defectos de manipulación o por la solubilidad postinmersión en agua, aumenta la sorción, produciéndose un reblandecimiento de la matriz. Hecho que, para algunos autores, es peor que la separación matriz-relleno.

De la unión de estas dos fases, son responsables los agentes silanos. Estos tienen un papel muy destacado reduciendo la sorción de agua, al aumentar la tensión diametral y las fuerzas transversales. De este modo, se logra la ausencia de líquido en la interfase, lo que le proporciona estabilidad hidrofílica a la resina.

Dado que la absorción de agua es una propiedad de la fase inorgánica, cuanto mayor porcentaje de relleno, menor absorción de agua. Para lograr este

mismo efecto en la matriz, se han creado homólogos del Bis-GMA sin grupos hidroxilos. Si bien, los co-monómeros diluyentes como el etilenglicol-dimetacrilato, consiguen lo contrario.

Como ya comentamos, las propiedades mecánicas se ven afectadas por la **degradación hidrolítica**. Ésta se debe a dos mecanismos: uno físico y otro *químico* (hidrólisis de la matriz, relleno y silano), donde la energía cinética de las moléculas del líquido arrancan partículas de la superficie del sólido. Los solventes orgánicos son los más agresivos para los composites, mientras que el medio oral es intermedio entre el agua y el alcohol. La temperatura, saliva, tipo de alimentación, y particularidades físicas que suceden en la cavidad bucal potencian la solubilidad de los materiales. El valor de los composites convencionales es aproximadamente $0,5\text{mg/cm}^2$, solubilizándose el 5-10% de los monómeros sin reaccionar.

El de tipo *físico* se explica por la desunión de matriz y relleno por hidrólisis o por descompensación del silano, lo cual favorece la presencia de grietas y poros por donde la presión hidráulica dentro de las mismas, contribuye a la aparición de más defectos descompensando las propiedades mecánicas.

Este sigue siendo uno de los escollos, pese a la evolución y desarrollo de los composites, que condicionan su durabilidad temporal.

La fase resina es la responsable de la **conductividad térmica**. Al tratarse de enlaces covalentes, que no dejan electrones libres que faciliten la conducción, consiguen valores que suelen ser similares a la de la estructura dentaria, resultando ser unos buenos aislantes térmicos y eléctricos.

Los módulos de **resistencia a la compresión y tracción** son muy similares a los de la dentina. Cuanto mayor tamaño, fracción y porcentaje de relleno mayor resistencia a la compresión, y mayor módulo elástico, (sin olvidarnos que el tiempo y las particularidades de la inmersión del material en medio líquido son también factores condicionantes) (fig 3 y 4).

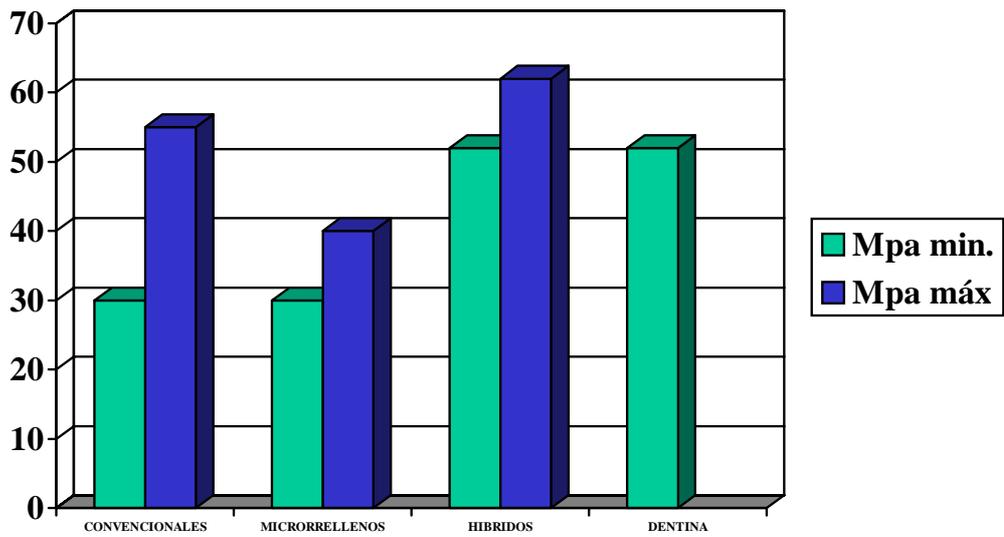


Figura 3. Resistencia a la tracción.

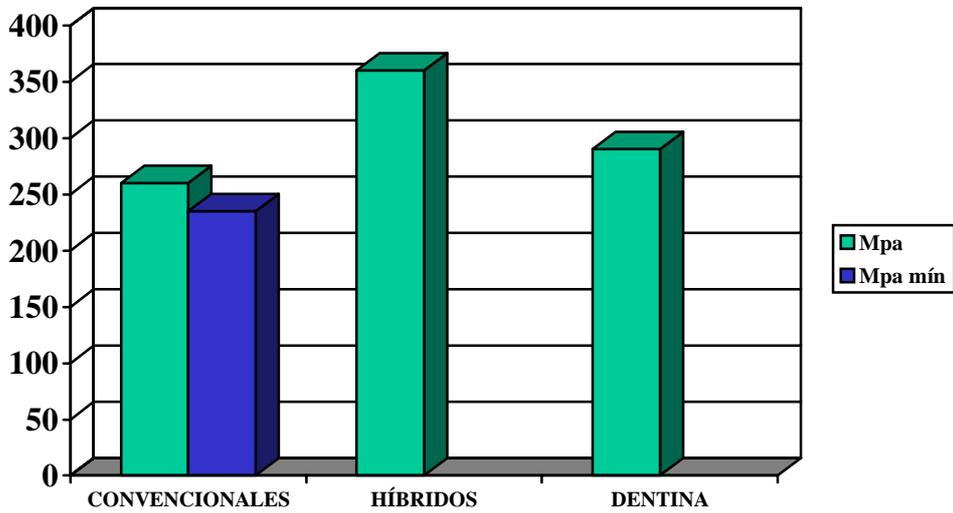


Figura 4. Resistencia a la compresión.

La **resistencia a la abrasión y al desgaste** es un punto muy delicado a la hora de hablar de composites.

La abrasividad se relaciona con el módulo de resistencia del mismo. Éste se define como la energía máxima que un material puede absorber sin sufrir deformación permanente. De tal forma, que cuanto mayor módulo, mayor resistencia a la abrasión.

El relleno es el que va marcar la pauta en este apartado. Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, menor abrasividad. Los de tipo microrrelleno e híbridos de partículas submicrónica, son los que menos abrasividad presentan.

Clásicamente este inconveniente se le atribuía a la naturaleza de la matriz y a su agente de unión; pero recientemente el fenómeno de microfractura en su masa, la sorción química y la degradación electrolítica de los agentes de enlace, son las que se imponen.

Leinfelder, en 1986, explica así la repercusión de la existencia de microfracturas en la abrasión: Dado que el módulo de la resina es menor que el de las partículas de relleno, las partículas que conforman el relleno son más resistentes al desgaste, comprimen la matriz en los momentos de presión y eso, tratándose de cargas cíclicas, hace que los defectos sean más numerosos y

confluyan, llegando al desprendimiento de partículas de relleno y del agente silano, exponiéndose la matriz, más susceptible al desgaste. Este fenómeno por pérdida de partículas de la superficie es conocido como *plucking out*.

Jorgensen en 1978, defiende la teoría en la que culpa al bolo alimenticio, donde se encuentran partículas abrasivas; y sostiene que el espacio interpartículas debe ser menor de 0,1micra, para mantener resguardada la fase matriz de esos agentes abrasivos, lo que explicaría porqué los composites de microrrelleno tienen mayor resistencia a la abrasión .

Esto ha llevado a los fabricantes a incorporar micropartículas para lograr menor desgaste. Incluso los de relleno heterogéneo, para reducir el espacio entre las partículas prepolimerizadas.

Medir la abrasión de un material resulta bastante complejo, y por eso, a veces, se relaciona con los valores de dureza superficial. Las variables que intervienen en ésta son:

☒ La absorción de agua, típica de la matriz, incrementa su rugosidad y reduce la resistencia al desgaste.

☒ El grado de conversión de los monómeros: el oxígeno inhibe la reacción de polimerización de la capa inhibida en los fotopolimerizables, por la mayor afinidad de los dobles enlaces de la molécula por el oxígeno que por los monómeros, quedando en contacto con el medio oral la capa más débil. Por ello, el pulido es muy importante.

En la fase de **pulido**, se logra una menor energía superficial, lo cual evita la bioadhesión (placa, gérmenes,...), eliminamos la capa inhibida y con ello la posibilidad de microcracks que provoca el acabado, y asegura una buena salud periodontal.

La velocidad no ha de ser alta, pues provocaría microfracturas y pérdida de relleno. Se hará con mucha irrigación, para evitar el calor que conlleva a un cambio dimensional (expansión) y con ello desadaptación; y sin presión para lograr un desgaste uniforme.

Cuanto mejor sea el pulido, mejor y más larga vida tendrá el composite. El uso de pastas profilácticas, así como de cepillos y pastas dentífricas, empeoran el pulido, principalmente en los convencionales. Por ello, se desarrollan sistemas novedosos cada vez más específicos, según el tipo de composite.

La **rugosidad superficial** es menor cuanto menor sea el tamaño de la partícula de relleno. Los híbridos submicrónicos, altamente cargados con homogeneización del tamaño de la partícula, tienen la misma capacidad de pulido que las de microrelleno (los heterogéneos se pulen mejor). Además a mayor porcentaje de carga, más duradero es el pulido. Los convencionales se pulen bien, si el tamaño de la partícula es menor de $1\mu\text{m}$. Es decir, depende más del tamaño y porcentaje del relleno, que de su distribución.

Respecto a la **estabilidad del color** de las resinas, se trata de conseguir superficies lo más pulidas posibles para evitar la decoloración externa. Con tal fin, se emplean partículas de pequeño tamaño con más poder de reflexión, incrementando el porcentaje de carga de relleno y homogeneizando su distribución. La elección de partículas esféricas permite (sin aumentar la viscosidad prefraguado), una mejor dispersión en la fase matriz, y al ser más homogénea, una superficie más *reflectiva*. Cuanto mayor sea el grado de conversión, menor será el “reblandecimiento” del polímero impidiendo así, la difusión del colorante en la resina. Los composites

de partículas menores que los minirrellenos ofrecen un pulido muy similar al del esmalte.

La decoloración interna se debe a la hidratación del composite, adquiriendo previamente una tonalidad más oscura. El termocurado también modifica ligeramente el color del composite.

Cada vez más se trata de emular, no sólo el color, sino la textura y fluorescencia.^(18,36,37,79-84)

1.2.1.4. INTERFASE ALEACIÓN-RESINA

Una desventaja de las resinas, la constituía su **unión a la aleación metálica** de las subestructuras. Tradicionalmente, requerían una mayor retención mecánica (macroretenciones) del tipo: malla, gota, espiral o perlas, lo cual exige un mayor espacio protético. Además, este tipo de retenciones ofrecen un pobre sellado marginal, debido a la diferencia de expansión térmica que hay entre resina-aleación, provocando futuras decoloraciones en la interfase, mal sabor de boca, y lo que es más importante: gaps y grietas que pueden terminar en fracturas.^(66,70-75)

A lo largo de esta última década, se han perfeccionado los sistemas de adhesión química entre los adhesivos y los iones metálicos presentes en la superficies de las aleaciones, que combinado (o no, según el fabricante) con

procedimientos de microretenciones, se pueden aplicar sin compromiso del espacio protético, logrando un mejor ajuste y las repercusiones positivas que esto conlleva.

Para obtener una topografía microretentiva se emplea el fresado, chorreado con partículas de óxido de aluminio (preferiblemente de 50 micras), grabado electrolítico-en el caso de aleaciones de metales no nobles-, capa de metal poroso y grabado con ácido fluorhídrico, clorhídrico, o cloruro férrico.

Pero la verdadera unión química, se consigue con el acondicionamiento de la superficie de la aleación a través de dos mecanismos:

1.2.1.4 a. SISTEMAS INORGÁNICOS (SILICATIZACIÓN):

- Aplicando una capa de silicato (silicatización) sobre la estructura metálica, y la subsiguiente capa de metacrilalcoxisilano hidrolizado (silanización), que proporciona una unión estable frente a la humedad, resistencia, y ausencia de fisuras. A este tipo pertenecen los sistemas SILICOATER (Heraeus-Kulzer[®]), en el que incorpora sílice fundido, aplicable a aleaciones nobles, (o no); SILICOATER MD, SILOC (sistema Silicoater MD más desarrollado, también de Kulzer[®]), que se extiende a otras aplicaciones (brackets, unión metal-diente...), y ROCATEC (Espe[®]).
- Preparando la superficie metálica con una capa de óxido de estaño, y posteriormente silanizándola. Es el caso del sistema OVS (Dentsply De Trey[®]).

1.2.1.4 b. SISTEMAS ORGÁNICOS (SILANIZACIÓN):

- O bien, empleando adhesivos orgánicos, del tipo metacrilo-fosfato, metacriloxi-decil-dihidrógenofostato (MDP), tiofeno-metacrilo-éster, o vinilbencilo-propilamino-triacina-ditió (VBATDT). Este tipo de unión exige un arenado previo de la aleación con corindón. A continuación se aplica una solución monocomponente cuyos monómeros bifuncionales, principalmente resinas del tipo 4-META, con sus grupos fosfatos o sulfuros, logran un enlace

químico con la superficie del metal, mientras, los grupos metacrilatos, se unen a la resina. Se trata de una opción más sencilla que las dos primeras, ofrecen las mismas ventajas, o incluso mejores.

A este grupo pertenecen: ALLOY PRIMER (Kuraray[®]), CHROMA-LINK (Ivoclar[®]), SCOTCHBOND PLUS (3M[®]), METAL PRIMER II (GC[®]), METAL-PHOTO PRIMER (Shofu[®]), TARGIS-LINK (Ivoclar[®]).^(73,85-92)

Otro agente importante en la adhesión es el silano. Para algunos autores como como Perdígao o Karson y colaboradores, es imprescindible su aplicación sobre la superficie previamente arenada o fresada, y grabada de la estructura metálica. Otros consideran importante su papel humectante, y no adherente, pues no se dan las uniones apropiadas para hablar de adhesión.⁽⁹³⁻⁹⁶⁾

Lo que la mayoría de los autores defienden, es la combinación de microretención (fresado o arenado) más apropiada según la aleación, grabado, silanización, y aplicación del adhesivo (según fabricante).⁽⁹²⁻¹⁰⁶⁾

Hemos repasado la actualidad de las resinas, pero ahora procederemos a mencionar brevemente, cuáles hay disponibles en el mercado.

1.2.1.5. SISTEMAS POLIMÉRICOS DE RECUBRIMIENTO

1.2.1.5 a. SINFONY 3M (ESPE®)

Su sistema predecesor fue el Visio-Gem (1983-1997).

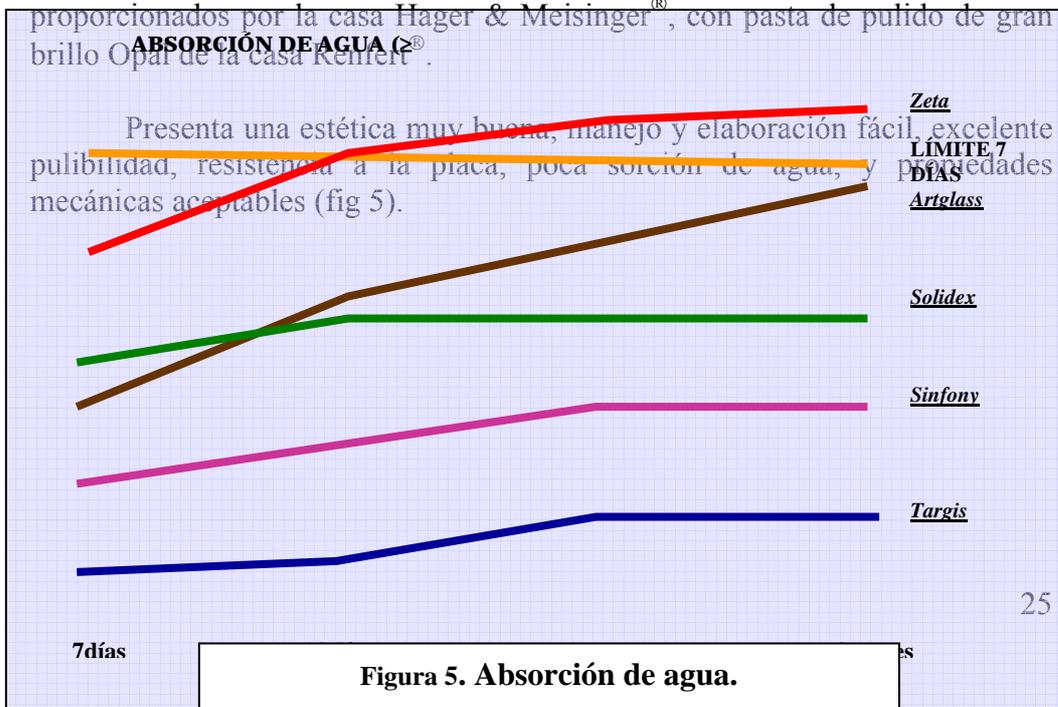
Es un composite híbrido fotopolimerizable con macrorrelleno: cristal de estroncio-aluminio-borosilicato (0,5-0,7micras), su porcentaje en peso es del 40%. Microrrelleno: ácido pirógeno, porcentaje en peso: 5%.

Emplea para su unión el sistema Rocatec-System. Es una silicatización triboquímica en frío de superficies, con acoplamiento de los monómeros de acrilato tras las silanización de la capa de silicato.

Para adherirlo a la subestructura, primero se limpia la superficie del metal con *Rocatec-Pre*, después se genera una capa adhesiva visible con *Rocatec-Plus*, a la que se une químicamente la solución de silano *ESPE-Sil*, formando así la base adhesiva para las capas posteriores del material, modelándolo directamente.

Se pule con los accesorios del fabricante para tal fin, o bien con los proporcionados por la casa Hager & Meisinger®, con pasta de pulido de gran brillo Opal de la casa Renfert®.

Presenta una estética muy buena, manejo y elaboración fácil, excelente pulibilidad, resistencia a la placa, poca absorción de agua, y propiedades mecánicas aceptables (fig 5).



Se indica como blindaje para todo tipo de aleaciones, cerámicas y composites, previamente tratados con el sistema Rocatec.

Sus aplicaciones se extienden a coronas y puentes convencionales, o con subestructuras estéticas, coronas telescópicas-cofias, partes externas de conectores, puentes adhesivos, en implanto-prótesis, incrustaciones, y provisionales de larga duración.⁽⁶⁵⁾

1.2.1.5 b. CONQUEST SCULPTURE JENERIC/PENTRON®

Sus comienzos fueron a raíz del sistema CONQUEST C&B, presente en el mercado entre 1987-1996.

Es un composite policarbonatodimetacrilato (PCDMA) cuyo relleno lo constituyen partículas de silicato de boro-bario con un 78-82% de peso. Su modo de polimerización es foto y termo-curado al vacío.

El desarrollo del procesamiento en el laboratorio de su fase adhesiva consiste en chorrear con arena la superficie de la aleación (sea del tipo que sea, incluso el titanio), para posteriormente aplicar una capa fina de “*metall-coupler*”. A continuación se cuece el opaquer en el horno de termopolimerización al vacío, se reactiva la superficie resultante con una capa de *líquido reductor*, fotopolimerizándolo. Seguidamente, se procede al modelado de las primeras capas de opaquer, dentina y esmalte de manera convencional, curándolo con luz, para terminar puliéndolo según las instrucciones del fabricante. También se puede emplear el sistema Rocatec de Espe®.

Respecto a sus características, destacar que presenta un alto grado de conversión por el empleo del calor al vacío en su curado, es muy biocompatible, buena unión relleno-matriz, excelente solidez, fuerte unión entre adhesivo-resina, bajo índice de abrasión, poca absorción de agua, muy buena absorción de impactos, poca retención de placa, estabilidad estética y capacidad de ser pulido muy buenas (ver cuadro características Conquest-Sculpture).

Coeficiente de dilatación térmica (0-60°C): 16,5-17,5 10 ⁻⁶ /K
Contracción de polimerización: 0,3-0,8%
Hinchamiento en agua: 8-12μ g/μl
Resistencia a la flexión: 138-142Mpa.
Resistencia al desgaste por cizallamiento: > 3μm al año

Características Conquest –Sculpture

Su uso se extiende a: recubrimientos de coronas (con o sin metal), puentes convencionales, o bien de armazones *Sculpture Fibrekor* sin metal (máximo tres piezas), implanto-prótesis, coronas telescópicas e incrustaciones.^(74,76,85,107-113)

1.2.1.5 c. BELLE GLASS HP GIRRBACH DENTAL GmbH®

Es un oligómero dimetacrilato alifático con matriz de uretano dimetacrilato, y relleno con cristal de Pírex (74% peso en esmalte) o de borosilicato de bario (78,7% peso en dentina, y 85% si se trata de dentina opaca).

Su sistema adhesivo se basa en el grupo tiofostático, que se une al metal, mientras que el grupo metalocrílico copolimeriza con la resina. Previamente se chorrea el armazón metálico con alúmina de grano 110μm, y se aplica el *Metal Primer II*. Después se procede a aplicar una doble capa de opaquer, tanto longitudinal como transversalmente, curándolo durante 20 minutos en el polimerizador de presión a 140° sin nitrógeno. Se modela la capa del núcleo, fotopolimerizándolo, al igual que las capas sucesivas de material. Por último, el curado final se realiza durante 20 minutos a 5,5 bares con nitrógeno, a 140°, tras lo cual sólo queda pulir (con el Kit *Belle Glass Finier+Polier*).

Esta combinación de material y polimerización en dos fases: fijación del material con luz, y curado final con calor, presión y gas protector, consigue una alta tasa de polimerización (más del 98%), que se traduce en una gran resistencia a la abrasión, estabilidad cromática, y muy poca retención de placa (ver cuadro características).

Hinchamiento en agua: dentina 9,6 μ g/ μ l, corte 10,2 μ g/ μ l
Resistencia a la flexión: dentina 142 Mpa, corte 167 Mpa
Resistencia al desgaste por roce: 1,2 μ m/año, <i>in vivo</i>
Resistencia a la tensión: 63 Mpa
Resistencia a la presión: dentina 413 Mpa, corte 442 Mpa

Características Belle-Glass HP

Se recomienda como blindaje de aleaciones, coronas y puentes libres de metal (reforzados con el sistema *Construct-Band*), incrustaciones y carillas.^(76,113)

1.2.1.5 d. GC GRADIA GC®

Se estableció con éxito en el mercado Thermoresin LCII entre 1994-1999, a partir de éste, surgió este nuevo composite microcerámico fotopolimerizable, híbrido plástico. Su matriz es UDMA, y el relleno lo compone partículas cerámicas de menos de 20 μ m revestida por un iniciador de silano. El tamaño de las partículas principales es de aproximadamente 1 μ m, mezclado con resina del tipo UDMA y cuarzo, con un porcentaje en peso del 75%. Tanto el UDMA, como el cuarzo, se polimerizan previamente con calor, y después se muele hasta reducir las partículas a un tamaño de 10-50 μ m. Es la mayor reactividad de la superficie de este relleno MFR lo que mejora la adhesión con la matriz.

La unión metal-resina, se consigue con el *GC MetalprimerII*, el cual al ser un metacrilato tiosfosfórico (con átomos de azufre) en solución de metilmetacrilato, éste se une al composite, y los átomos de azufre al metal.

El procedimiento es muy similar al de otros sistemas de resina: una vez acondicionada la superficie (se chorrea la superficie de la aleación -cualquiera es válida-, con alúmina pura con granos de 50-110 μ m), se aplica una delgada capa del adhesivo *GC MetalprimerII*, sobre el que se coloca otra de *GC Gradia*

Foundatio Opaque, y se polimeriza un minuto en el *GC Labolight-LV-III*, lo que optimiza la unión metal-composite. Las sucesivas polimerizaciones se llevan a cabo en el *GC Steplight-SL-I*, y la última en el *GC Labolight-LV-III*, previamente aislada con *GC Air Barrier* para evitar la capa de inhibición.

GC Gradia, presenta como innovación, la óptima unión metal-composite, difícilmente superable por otros sistemas, además de ofrecer un comportamiento frente a la abrasión, similar al esmalte, fácil manejo, terminado y pulido, gran dureza gracias a su fórmula MFR híbrida, y unas propiedades ópticas, y estéticas muy parecidas a la de la porcelana.

Se recomienda en coronas Jackets, incrustaciones, coronas y puentes convencionales, en implanto-prótesis, y caracterización en dientes protésicos.⁽⁷⁶⁾

1.2.1.5 e. ESTENIA HAGER UND WERKEN®

En el año 2000 se da a conocer este composite que se compone de un relleno de cristal radioopaco, con partículas cuyo diámetro oscila entre 1'5-2µm, combinado con aluminio-gamma (0,02 µm), con un 92% de peso y 82% de volumen. Muestra un alto porcentaje de polimerización (casi el 100%), lo cual confiere unas propiedades mecánico-físicas y estéticas muy destacables: poca contracción de polimerización (1,28%), dureza similar a la de los metales nobles: 190 HV (favorece la integridad de los dientes antagonistas), gran resistencia a la presión (613Mpa), a la flexión (hasta 3 veces más que la cerámica), poca afinidad a la placa, y alta estabilidad cromática.

El mecanismo de unión al metal de la subestructura se debe a la unión química del fosfato dihidrógeno 10-metacriloylox.decilo (MDP), monómero base, con el iniciador *ALLOY PRIMER* (para aleaciones de metales no nobles), mientras que los enlaces dobles del otro extremo copolimerizan con los monómeros de la resina.

Si se tratara de una aleación noble, es el átomo de azufre del VBATDT (6-[4-vinilbencil-n-propil] amino-1,3,5-traicina-z, 4-ditió) el responsable de la unión con los átomos de la subestructura. La presencia de MDP acelera la reacción entre los metales y el VBATDT, refuerza la unión.

No se menciona la microrretención con este composite, sino que se aplica directamente *ALLOY PRIMER*, posteriormente *OPAQUER*

PRIMER&OPAKER, y a continuación las capas sucesivas del material, fotopolimerizándolas en el *Speed-Multipol*, tratando la capa final térmicamente a 110°, en la misma unidad, para su acabado óptimo.

Con tal fin, se indica el uso de la pasta diamantada así como cepillos negros y discos de fieltro correspondientes, teniendo en cuenta que debe hacerse a muchas revoluciones (a partir de 25.000 rpm).

Sin duda, el adhesivo recomendado es el proporcionado por el fabricante, pero también son compatibles ROCATEC Y GD-Metallprimer.

Sus indicaciones se extienden desde supraestructuras de rehabilitaciones implanto-soportadas, coronas y puentes y carillas. Las aleaciones pueden ser de tipo noble, no noble, titanio y galvánicas.^(76,114)

1.2.1.5 f. SIGNUM+ HERAEUS KULZER®

Su sistema predecesor fue Dentacolor, retirado del mercado en el año 2000. Signum se introdujo en 1999, y fue aprobado en marzo del 2002 para casi todas las indicaciones. Signum+, es su nueva denominación (año 2002).

Es un composite fotopolimerizable, con un contenido de relleno especial (Polyglass) del 74%.

El sistema de adhesión es Siloc (*Bio Maingold SG*) (ISO 10477, tras 5000 ciclos, 4,5d: cambio de temperatura 5/55 °C a 16,2 Mpa).

Se recomienda crear macrorretenciones (tipo perla) en los armazones (ya sea/o no noble, titanio, o cerámica de óxido de zirconio), para su posterior acondicionamiento con “*retention flow*” que se polimeriza en un aparato de fotocurado *Xenon Stroboskop* (UniXS). Se deposita una capa de *C&B*, la cual se cubrirá con otra del mismo material, y se fotopolimerizará. Sólo la última capa se curará durante 3 minutos. Para su pulido se sugiere la pulidora del *Tool Kit* junto la pasta *HP*.

Otros adhesivos compatibles son: GC® (Metal Primer II), Ivoclar® (Targis Link), Kuraray® (Alloy Primer), y Espe® (Rocatec).

Se trata de un composite muy fiable, con una estética excelente, adaptándose a la cerámica HeraCeram, y la línea Classic. Es su fórmula LIS (Layer-thickness Independent Shade), lo que permite modelar capas muy delgadas o gruesas (0,5-2 mm), sin afectar al color, lo que proporciona una gran ventaja al tratarse de casos con discrepancias en el espacio protético.

Se indica en prótesis removibles, implanto-prótesis, Jackets, incrustaciones, coronas y puentes convencionales.^(74,76)

1.2.1.5 g. ARTGLASS HERAEUS KULZER WEHRHEIM®

Se inició a raíz del composite Charisma 1991-1992, dando lugar a un vidrio polimérico o policristal compuesto por una matriz de vidrio orgánico (vitroide), en un porcentaje del 25%. El 55% de esta fase es microglass (componente activo superreticulado), lo que ayuda a la estabilidad cromática (año 1993).

El restante 75% lo constituye el relleno, formado por un lado, por el ácido silícico reológicamente activo, y por el otro (55%) por vidrio de bario-aluminio-silice granulado superfino (0,7-2µm) cargado un 20% más que otros composites. El relleno de sílice, contrarresta, creando fricción, el fenómeno “*slumping*” (escurrimiento de la parte no fotopolimerizada), facilitando su manipulación clínica.

Es un policristal, porque es el resultado de fotopolimerizar la matriz: el vidrio -amorfo-, establece uniones cruzadas con el vidrio inorgánico y con el relleno de sílice.

La unión química la facilita el *Kevloc Primer* (combinación de acrilonitrilo y éster del ácido acrílico funcional), el cual por termoactivación, crea una capa de reacción de nitrógenos herociclos, fundiéndose con el copolímero de acrilonitrilo, cubriendo perfectamente toda la superficie del metal, previamente chorreado.

Posteriormente, se aplica *Kevloc Bond*, formado por una resina de uretano, cuya viscoplasticidad y dobles enlaces, favorecen copolimerización con el opaquer.

Emplea para su curado, un aparato de luz estroboscópica de alta intensidad por intervalos de tiempo: UNIXS.

Puede aplicarse sobre cualquier tipo de aleación. Y una gran ventaja la constituye su flexibilidad, gran resistencia a la flexión, mientras que a la

abrasión, presenta valores similares al diente, al igual que su dureza; gran absorción de las cargas, poca retención de placa, buena estética y biocompatibilidad.

Sus indicaciones se extienden a prótesis fijas, implanto-soportadas, incrustaciones y carillas.^(71,72,75,85,88,89,97,107,108,109,115,116)

1.2.1.5 h. SOLIDEX SHOFU®

Es un composite (su matriz es de tipo UDMA) con microrrelleno híbrido (metandimetacrilato) en un 78% de peso y 70% de volumen. Un 53% es microrrelleno inorgánico de cerámica (partículas de dióxido de silicio de diferentes tamaños, cuyo espacio intermolecular es de 0,1-0,3µm) un 25% copolímeros con resina multifuncional, y el resto lo componen resinas convencionales fotoiniciadoras (susceptible de polimerización en un espectro comprendido entre 420-480nm)(año 1995).

Su unión al metal se realiza mediante silano y adhesivo (*Metal-Photo-Primer*), compatibles con otros sistemas de unión (Silicoater MD y Rocatec). Para una mayor adherencia, se recomienda *SOLIBOND* en lugar de silano.

Ofrece una gran elasticidad, resistencia a la abrasión, dureza, y estabilidad cromática. El uso de lámparas de fotopolimerización de alta intensidad mejora sus propiedades mecánicas: mayor resistencia flexural, resistencia a la flexión, dureza, ...

Destacar brevemente los siguientes datos:

- Solubilidad: 25µg/µl
- Absorción agua: <32µg/µl
- Resistencia a la flexión: 75 Mpa
- Dureza Vickers: 422 Mpa
- Elasticidad: $5,2 \times 10^3$ Mpa
- Contracción de polimerización: 2,5%

En general se recomiendan como material de blindaje en prótesis fija, implanto-soportadas, incluso en brechas largas, por su flexibilidad.^(66,71,72,74,76,88,89,97,107)

1.2.1.5 i. TARGIS (IVOCLAR VIVADENT®)

Es un cerómero fotopolimerizable, compuesto por tres tipos de relleno inorgánico tales como el vidrio de aluminio de bario-silicio de 1mm de diámetro, dióxido de silicio de 40 nm, y una mezcla de óxidos, de 200nm, con un contenido de aproximadamente un 77%, embebidos en una matriz inorgánica fotocurable. La matriz está integrada por Bis-GMA, decandiol, y UDMA.

El alto porcentaje de carga, y el tamaño de sus partículas, lo convierte en un material con buenas cualidades físicas. Targis presenta escasa sorción de agua, y su módulo de elasticidad, similar al de la dentina, favorece la adhesión y su durabilidad.

Su adhesión a subestructuras metálicas, exige una chorreado previo de las superficies metálicas con óxido de aluminio de 310µm.

Posteriormente se aplica un acondicionador de metal y se sumerge en agua hirviendo durante 10 minutos. A continuación se aplica un sólo capa de *Targis Link Primer*, tras lo cual, se prepolimeriza las tres capas de opaquer durante 20 minutos, en la unidad *Targis Quick* de fotopolimerización. El curado final se realiza en la unidad *Targis Power*, de alta intensidad lumínica y también térmica, lo que confiere las propiedades al material. Así se repite el proceso para la confección de los restantes estratos: dentina y esmalte. Por último, la última capa de esmalte, se cubre con *Targis Gel*, y se polimeriza durante 25 minutos en la unidad *Targis Power*.

Sus indicaciones son las mismas que los anteriores, añadiendo una más: como supraestructura de Vectris.^(66,74,85,97,107,115-9)

1.2.1.5 j. DIALOG DIALOG OCCLUSAL SCHÜTZ®

Cuenta con distribución propia desde 1997. Siendo su predecesor “Elcebond”, en el año 1987.

Se trata de un composite fotopolimerizable. Para ello dispone de dos aparatos: “*Q-PLC*”, para el curado previo e intermedio, y “*Spektra 2000*” para

el final. El relleno es a base de MultiGlass-Matrix: 73% de peso (65% volumen).

Su sistema adhesivo es un ácido metacrílico y derivados bisacrilato fluorado, indicado tanto para metales nobles y no nobles. Su principal ventaja estriba en la “física de la naturaleza”, es decir, dentina más “blanda”-*dialog*-, y esmalte más duro-*dialog Occlusal*-.

Características:

- Hinchamiento en agua: $1\mu\text{g}/\mu\text{l}$ (*Dialog*)- $0,7\mu\text{g}/\mu\text{l}$ (*Dialog Occlusal*)
- Absorción de agua: $19,5\mu\text{g}/\mu\text{l}$ (*Dialog*)- $15,2\mu\text{g}/\mu\text{l}$ (*Dialog Occlusal*)
- Adherencia: $>95\text{Mpa}$ (*Dialog*)- 140Mpa (*Dialog Occlusal*)
- Resistencia a la flexión para *Dialog Occlusal*, empleando simulador masticatorio de Münchner, o tasa de desgaste: $4076\mu\text{m}^3/\text{ciclo}$.
- Aspereza tras pulido: 71,5 GE brillo de superficie.

La combinación de ambos, ofrece un procesamiento ágil, modelado similar al de la cerámica, calidad reproducible, estabilidad cromática, buena resistencia a la abrasión, resistencia a la placa, “conservación” de dientes antagónicos, excelente pulibilidad, y muy buena relación calidad-precio.

Se indica para todo tipo de revestimiento de prótesis fija.⁽¹²⁰⁾

1.2.1.5 k. SR CHROMASIT IVOCLAR®

Se trata de un composite homogéneo de microrelleno, polimerizable mediante calor-presión, lo que reduce las fuerzas compresivas, la contracción y las microfiltraciones. Se compone de Uretandimentacrilato (22-25%), dimetacrilato celofático (20%), contraste radiográfico (53-56%), ácido sílico silanizado muy disperso, 2% de catalizador, y estabilizadores y pigmentos. Su resistencia a la compresión es de $480-550\text{N}/\text{mm}^2$.

Se polimeriza en un horno Ivomat 1P3 (de polimerización hidroneumática). Sus características son: presión de polimerización igual a 6 bares regulables, intervalo de temperatura: $30-120^\circ$, y sencillo de manejar.⁽¹²¹⁾

1.2.1.5 I. VITA ZETA (VITA®)

Los precedentes parten del año 1974-81: VITA K+B 93
1981-86: VITAPAN K+B
1986-95: VITA Monopast

VITA ZETA LIGHT CURING COMPOSITE (LC): Es un composite reforzado fotopolimerizable, cuyo relleno lo constituyen partículas feldespáticas sinterizadas (47%). El tamaño de las partículas, así como su distribución, hacen de él un composite muy resistente al impacto.

Se indica para la confección de coronas, puentes, coronas telescópicas, inlays, y hasta coronas libres de metal, así como puentes anteriores de 3 piezas máximo, y como dientes individuales de acrílico.

Para su adhesión, el armazón metálico se chorrea con óxido de aluminio de 250µm, se limpia con un pincel, y posteriormente se aplica una capa del correspondiente color dental de *HCL Bond*, durante 10 minutos. Se confecciona la restauración por capas, según los principios que rigen la técnica empleada con la cerámica, polimerizándose durante 90 segundos en la unidad UNIXs. Por último, el acabado se realiza con fresas de carburo de tungsteno. Con las que mejores resultados se obtienen son las provistas de afilado destalonado de la marca Bredent® (*Senden*). Las revoluciones no deben superar las 15.000 rpm, y la presión de contacto debe ser la menor posible. Por último, la morfología definitiva se consigue con discos de pulido de goma (Bredent®), el prepulido con polvo de piedra pómez y el de alto brillo con una pasta de cromo especial.

VITA ZETA HEAT CURING COMPOSITE (HC): No contiene metilmetacrilato, es un composite homogéneo, cuyas aplicaciones se extienden a coronas y puentes cortos. Es muy resistente a los solventes, sin ser frágil. Su adhesión es muy considerable si se emplea con el adhesivo Vita Zeta HLC .

VITA ZETA CC POLYMER: Se caracteriza por una baja contracción de polimerización, dureza aceptable, alta pulibilidad, fácilmente manejable, tiempo de trabajo rápido, resistente a la placa por la homogeneidad de la superficie y acabado, y estabilidad cromática.

Al ser autocurado, se recomienda para la confección de puentes o rehabilitaciones con carácter provisional.^(122,123)

1.2.1.5 II. CRISTOBAL+ (DENTSPLY®)

El composite que es objeto del presente estudio, se desarrolló en Francia por el Dr. Arnaud Delahaye en 1993, con el nombre de “*Columbus*”, comercializándose en Europa, a través de IDR® (International Dental Research). Años después, se dio a conocer en Estados Unidos como *Cristobal*. En 1999 Dentsply® adquirió los derechos de distribución de dicho producto. A lo largo de ese año, los departamentos de Investigación y Desarrollo de IDR® y Dentsply®, fueron perfeccionando las propiedades del composite, denominándolo *Cristobal+*. Así, consiguen núcleos de dentina e incisal coloreados, intensivos de maquillaje líquidos, fluorescencia, opalescencia que potencian las propiedades estéticas, sin perjudicar las mecánicas. Su composición, sus sistemas de adhesión a metal y curado, hacen de *Cristobal+*, una buena alternativa.⁽¹²⁴⁻¹²⁶⁾

Se trata de una resina compuesta basada en una matriz de Bis-GMA, y en vez de sílice coloidal, contiene sílice pirógena (sílice en estado cristalino obtenido por el fenómeno de hidrólisis, pirolítico o precipitación térmica) en un 0,3 %, lo que le aporta mayor manejabilidad, y menor riesgo de fractura o astillamiento debido a la humectancia de las partículas individuales de la matriz de la resina. El relleno lo conforman partículas de boro silicato de bario de 0’6µm en un porcentaje de 74’2%.

Lo que lo caracteriza es la silanización de las superficies, así como el sistema de curado. Si bien es parecido al método de polimerización por luz estroboscópica (XS) de Kulzer®, presenta algunas particularidades, tales como su desarrollo en tres fases. La primera “*cool cathode*” consiste en aplicar una radiación de baja intensidad, de aproximadamente 200mW/cm², durante 90 segundos, lo que favorece los enlaces cruzados, la formación de mallas y un incremento del polímero cristalino. Esta estructura ordenada, le confiere rigidez a la restauración.

Durante la segunda fase, *High Density*, se somete a una mayor intensidad lumínica (800-1000mW/cm²) durante 75 segundos, confiriéndole un mayor grado de curado. Este ciclo se emplea para polimerizar la capa de opaquer, la capa incisiva final, y después del acabado tras la aplicación del gel (que evita la presencia de oxígeno). Para ambos ciclos se emplea la unidad Mpa 2000.

La combinación de dos fases, aporta una distribución uniforme de las tensiones resultantes de la contracción de polimerización, evitando la localización de las mismas en la estructura del material, evitando puntos de alta concentración de fuerzas nocivas para un buen comportamiento mecánico.^(127,128)

Por último, en la tercera fase (*fase de postcurado*), se emplea una unidad diseñada para tal fin, compuesta por tres lámparas de 75W cada una, cuyo haz se refleja en los espejos dispuestos para lograr una polimerización más uniforme y profunda, a una temperatura constante de 80°F, durante 8 minutos (*Mpa2000 Post Unidad Foto/Termo curado*).

Con este sistema de curado se logra un rango de conversión de los monómeros residuales significativamente mayor, lo cual se traduce en propiedades físicas mejores, principalmente una mayor resistencia al desgaste. Esto se explica porque se obtiene un alto grado de pulido, que favorece el “deslizamiento” de los alimentos por las superficies de las restauraciones sin desgastarlas tanto.

Además supone un incremento de la resistencia en un 17%, y módulo de elasticidad en un 30%.

El mecanismo de unión a metal, requiere una cuidadosa limpieza del mismo, con el fin de lograr una buena unión entre el metal y *Glasacryl Cristobal*, así como el chorreado posterior con óxido de aluminio, lo que genera una superficie de carga positiva en la que se acumulan los derivados de fenilo y los grupos *COOH* del metal Primer. Es decir, el adhesivo aporta la carga negativa, que en colaboración con el opaquer, crea una unión homopolar y muy resistente.

Respecto a sus cualidades, destaca su resistencia al desgaste, a la flexión; como mencionamos, buena unión al metal, flexibilidad, escasa contracción, sorción acuosa y solubilidad (fig 6,7,8,9, y tabla 1).

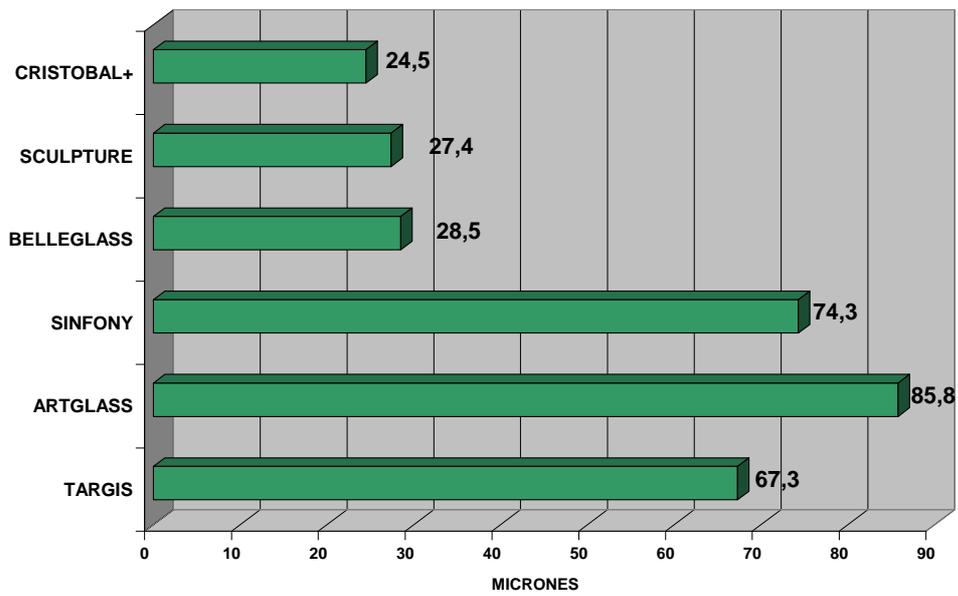


Figura 6. Desgaste localizado.

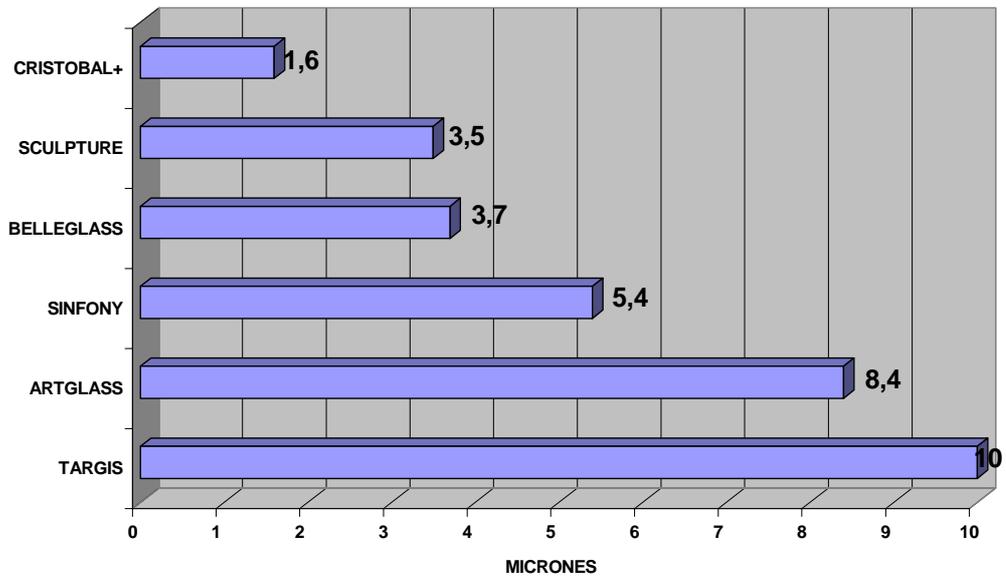


Figura 6. Desgaste Generalizado

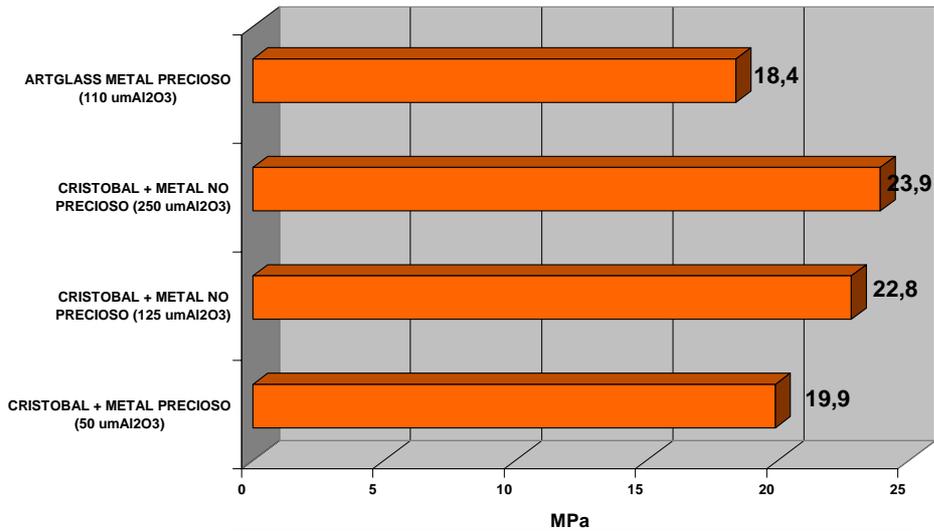


Figura 8. Resistencia a cizallamiento.

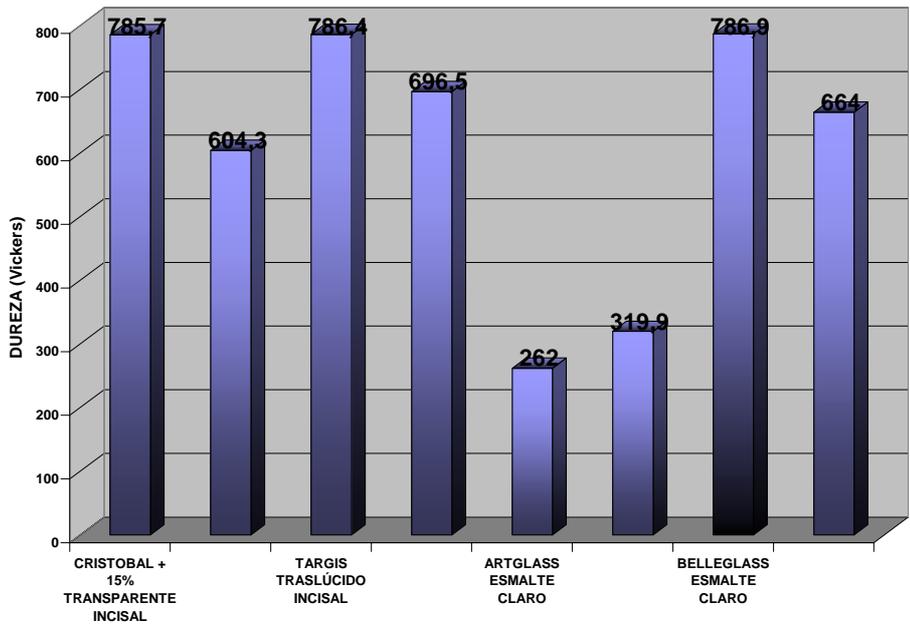


Figura 9. Dureza (Vickers).

MATERIAL	ABSORCIÓN DE AGUA (ug/mm³)	SOLUBILIDAD (ug/mm³)
CRISTOBAL +	17,8 ± 0,6	0,6 ± 0,4
ARTGLASS	28,6 ± 4,2	0,5 ± 0,6
SCULPTURE	19,6 ± 4,9	3 ± 2,2
TARGIS	17,2 ± 0,7	No disponible

Tabla 1. Absorción de agua y solubilidad.

Technische Daten / Technical data

Schmelzintervall <i>Melting range</i> °C	Vickers-Härte <i>Vickers hardness</i> HV 5	Zugfestigkeit <i>Tensile strength</i> N/mm ²	0,2% Dehngrenze <i>0,2% yield strength</i> N/mm ²	Dichte <i>Density</i> g/cm ³
770 – 800	95	410	190	9,0

Phantom-Lot 1 Arbeitstemperatur / Working temperature 710° C
 Phantom-Lot 2 Arbeitstemperatur / Working temperature 660° C

Achtung / Warning
 Phantom-Metall-Legierungen sind nicht mundbeständig!
Phantom metal alloys are not resistant in the oral environment!

Degussa 

Figura 10. Propiedades de la aleación de las probetas grupo 1.

Sus indicaciones se extienden a todo tipo de prótesis fijas: incrustaciones, coronas individuales (incluso libres de metal), puentes sobre implantes, dientes prefabricados modificados y coronas telescópicas completamente cubiertas.^(65,75,113,115-6,124-28)

En el presente trabajo de investigación se ha realizado una descripción morfológica del material a estudiar.

Para tal fin, se han confeccionado 66 probetas compuestas por dos partes:

- Base: Se trata de una lámina de Metal Phantom (Degussa®)(ver fig. 10) de 40mm de longitud x 10mm de ancho x 0,5mm de espesor, que nos servirá de soporte para :
- Material de recubrimiento Cristobal⁺, situada a 15 mm de los extremos de las láminas, quedando cubierta solamente la parte central de la misma. Sus dimensiones son: 10mm longitud x 10mm de ancho x 1,2mm de espesor.

Se empleó un microscopio metalográfico de la marca OLYMPUS® MODELO PME, proporcionado por la Facultad de Odontología de la U.C.M., cuyas características son:

- Los foto-oculares disponibles son de 7.5x, 10x, 11.3x y 15x.
- Los objetivos son de M5x, M10x, M20x, M40x y M100x.
- El resultado de multiplicar los aumentos del objetivo por los del foto-ocular, es el que obtenemos en pantalla, oscilando sus valores entre 35-800.
- También consta de diversos accesorios, entre ellos:
 - Un ocular de 5x, y 10x.
 - Así como un foto-ocular, con una doble función:
 - Permitir visualizar la imagen en una pantalla, prescindiendo de los oculares.
 - Realizar fotografías o diapositivas a la probeta.
 - También dispone de una cámara fotográfica de 35 mm acoplada al mismo. En el presente estudio, esta cámara fue reemplazada por otra digital SONY® (Japan) Modelo Cyber-shot 3,3 mega pixels a la que se le incorporó un anillo adaptador de lentes SONY® ADAPTER RING VAD-S70 (Japan), y una lente de aproximación B+W® NL 5 (Germany).

Dado que se trata de un microscopio de reflexión, su mecanismo es el siguiente: la luz que incide sobre el espécimen, pasando previamente por una

lente, se refleja y vuelve a atravesar el objetivo (lente), magnificándolo (fig. 11).

Los aumentos con los que se conseguíamos mejor detalle de las superficies fueron 15x por M10x. Tanto la superficie como su corte transversal fueron fotografiados.

En las imágenes obtenidas de las superficies de las probetas observamos cómo la superficie, pese a estar correctamente terminada y pulida, presenta pequeños rasguños, defectos, e incluso algún poro.

Mientras, en las que son del plano transversal, vemos tres capas: aleación-sistema adhesivo-Cristobal+ (fig. 12).

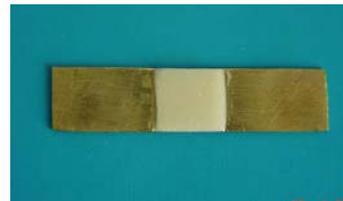


Figura 11. Microscopio metalográfico, y ejemplo de probeta.

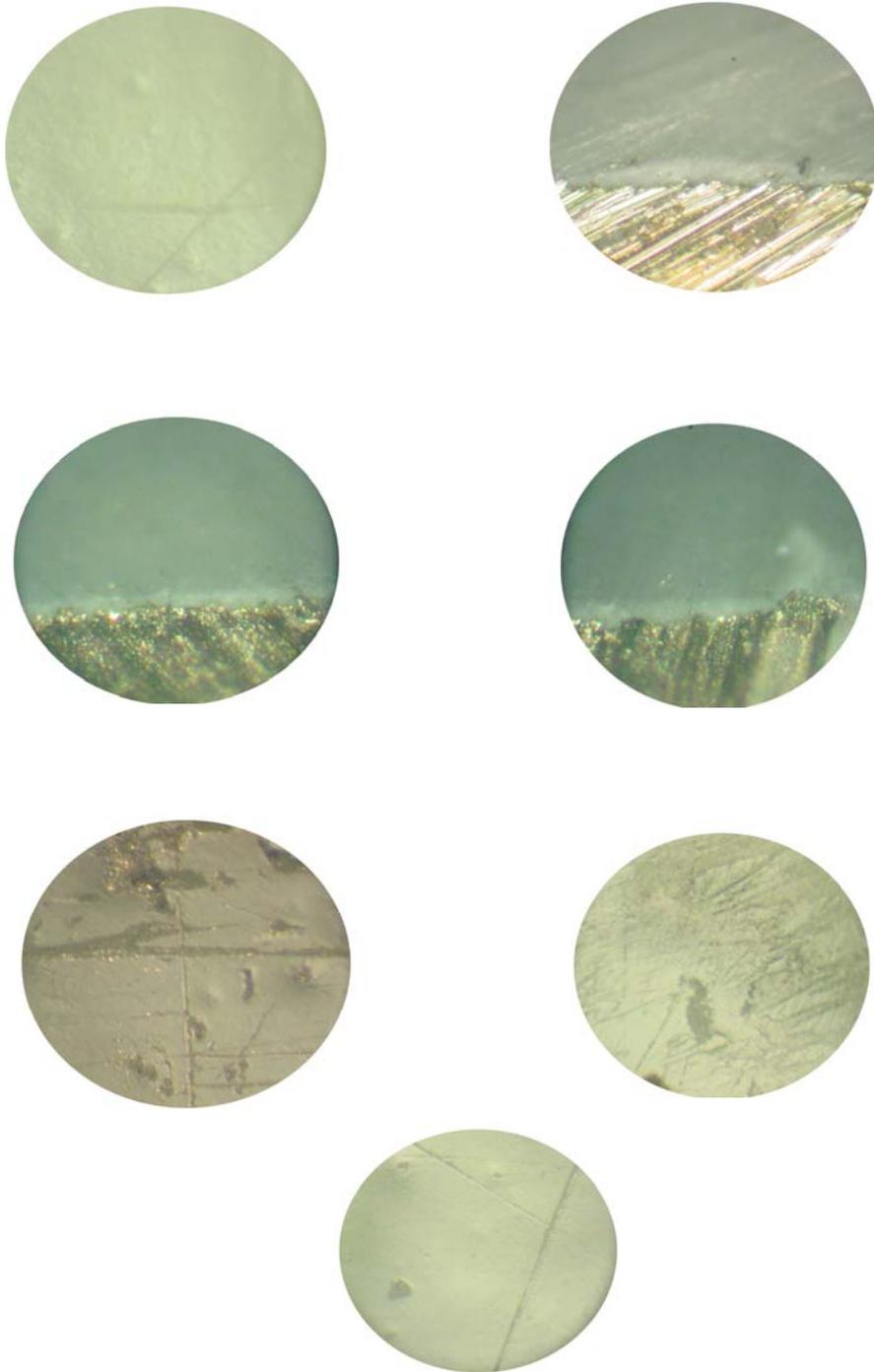


Figura 12. PROBETAS DE CRISTOBAL+, A TRAVÉS DEL MICROSCOPIO METALOGRAFICO (150X)

II. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

Se trata de un estudio experimental sobre un composite reforzado: Cristobal +, en relación a su unión al sustrato metálico, dureza, estabilidad cromática, comportamiento elástico, retención de placa y desgaste superficial. Propiedades estas críticas a la hora de establecer su indicación como material de recubrimiento de estructuras metálicas para uso protésico, especialmente en el área de la implanto-prótesis donde la anquilosis o rigidez de los pilares, y los grandes vanos, ménsulas o extensiones son frecuentes.

Este proyecto pretende analizar este nuevo material para establecer las relaciones entre su composición y proceso de elaboración y las propiedades señaladas, en un intento de ofrecer alternativas como material de recubrimiento o blindaje. Concretamente nos planteamos;

- Registrar su desgaste superficial funcional.
- Demostrar su estabilidad cromática, en relación a modificaciones en el registro de su intensidad lumínica superficial.
- Cuantificar su capacidad de retención de placa bacteriana.
- Analizar su dureza superficial.
- Determinar el patrón de unión metal-resina en el caso del Cristobal+ y su comportamiento elástico.

El análisis de la capacidad de retención de placa, y del desgaste superficial, han sido solicitados experimentalmente por la casa Dentsply S.A, la cual ha financiado este estudio a través de ayuda gestionada por la OTRI (8-11-02), según el artículo 11 de la Ley de Reforma Universitaria.

III. MATERIAL Y MÉTODO

El presente estudio consta de dos partes: una realizada “in vitro” y otra “in vivo”.

3.1. FASE EXPERIMENTAL “IN VIVO”

3.1.1. SELECCIÓN DE PACIENTES

Para este proyecto, se seleccionaron 10 pacientes del Departamento de Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid. De esta muestra, sólo uno es varón (10%), y el intervalo de edad comprende desde los 27 hasta los 68 años, siendo la media 49 años.

Previamente, cada uno de ellos ha sido objeto del examen clínico realizado en el Servicio de Recepción de pacientes de dicho Departamento, en el que figura el tipo de tratamiento más indicado. Del grupo constituido por pacientes con necesidad de prótesis implanto-soportadas atornilladas, se escogieron aleatoriamente diez pacientes, atendiendo a las siguientes condiciones:

3.1.1 a. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- **Edad:**

Se ha exigido únicamente que tuvieran la mayoría de edad (18 años).
El rango de edad está comprendido entre 27-68 años.
En el gráfico se refleja la edad de cada uno de los pacientes, así como la media de la muestra (fig. 13).

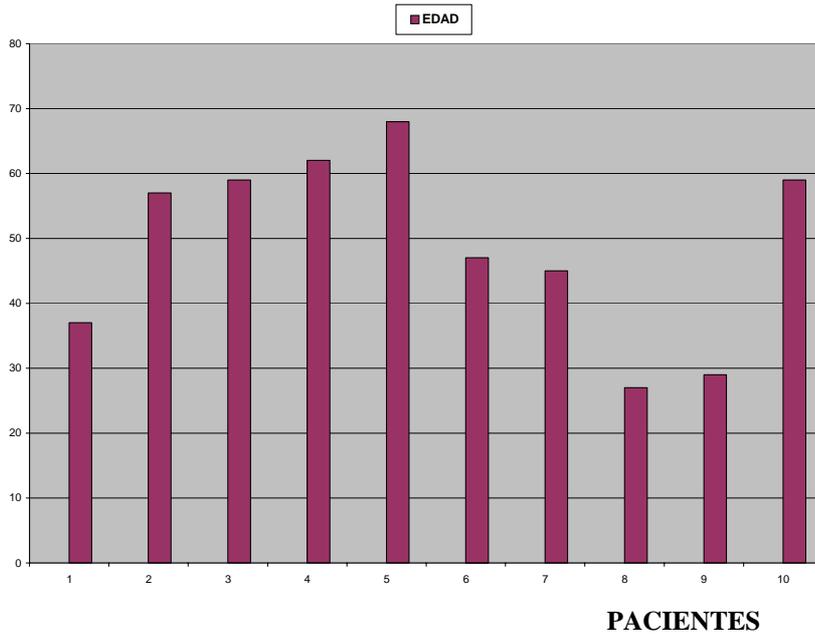


Figura 13. Gráfico edad-pacientes

- **Sexo:**

No se ha tenido en cuenta el sexo a la hora de seleccionar los componentes del grupo de estudio, sólo se han descartado aquellas mujeres en estado de gravidez.

El resultado es de: 90% mujeres y 10% hombres.

- **Raza:**

Se seleccionaron sin atender el tipo de raza, siendo el 100% de raza blanca.

- **Condiciones locales:**

Se **incluyeron** aquellos casos en los que:

- ☞ Se verificó una correcta oseointegración.
- ☞ Se rehabilitaron con los siguientes tipos de implantes: Brånemark System[®], Replace[™] Select Implant System Steri-oss[®] (Nobel Biocare)

USA, Inc.), ITI® (Straumann), y 3i® (Implant Innovations, Inc. Biomet Company), para una mejor unificación de protocolos.

- ⊕ El espacio protético era suficiente.
- ⊕ Los antagonistas lo constituían dientes naturales.
- ⊕ La motivación e higiene eran correctas.
- ⊕ La oclusión era estable.

3.1.1 b. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- **Enfermedades sistémicas:**

Todos aquellos pacientes que padecieran patologías que supongan una contraindicación quirúrgica, así como para este tipo específico de tratamiento, tales como: diabetes, enfermedades degenerativas, metabólicas, respiratorias, alteraciones sanguíneas, ...

- **Alteraciones locales:**

Se **descartaron** todos aquellos pacientes que:

- ⊗ Eran rehabilitados con implantes diferentes a los citados en los criterios de inclusión.
- ⊗ No disponían de espacio protético.
- ⊗ No presentaban dientes naturales como antagonistas.
- ⊗ Portaban prótesis removibles.
- ⊗ Mostraban hipersensibilidad al cromo, al cobalto, o a ambos.
- ⊗ Manifestaban signos o síntomas de parafunciones.
- ⊗ Sufrían alteraciones oclusales severas tales como: pérdida de la dimensión vertical, clase III, mordida cruzada...
- ⊗ Padecían patología de la A.T.M.
- ⊗ No mostraban la motivación e higiene adecuadas.
- ⊗ No se comprometían a seguir las pautas de asistencia, durante y después del tratamiento (seguimiento).

Los pacientes integrantes de la muestra, han aceptado su participación en el estudio, mediante el correspondiente consentimiento informado (Anexo 2).

Se ha valorado cada uno de los dientes reemplazados, sea o no pilar, pues el objetivo de este estudio es recoger datos de propiedades cuantificables relativas al material de recubrimiento como son: desgaste, estabilidad estética y retención de placa. Así, entre todos los pacientes que componen el grupo de estudio, suman en total **treinta dientes** ausentes (tabla 2 de Anexo 1).

Se procede entonces, a seguir las pautas de elaboración de las rehabilitaciones fijas implanto-soportadas, teniendo en cuenta las necesidades y particularidades individuales.

3.1.2. PLAN DE TRATAMIENTO

Tras la colocación de las fijaciones a cada uno de los pacientes en el Departamento de Medicina y Cirugía Oral de la Facultad de Odontología, de la Universidad Complutense de Madrid, esperamos el tiempo requerido para su oseointegración.

Una vez transcurrido ese período, se comprueba tanto clínica como radiográficamente que la integración de los implantes es correcta, y se sigue el procedimiento convencional para la elaboración de las rehabilitaciones implanto-soportadas atornilladas.

Se ha optado por este tipo de restauración, atornillada, porque consideramos que, al tratarse de un estudio experimental con un nuevo material, ante cualquier problema con el mismo, la remoción para su reparación es más sencilla.

En primer lugar, se toman las impresiones para la confección de los modelos de estudio, con alginato Bayer-Alginate (Bayer Dental®) que se vaciarán en escayola Fuji-Rock tipo IV (GC®). Estos se montan en máxima intercuspidadación (ángulo de Bennet: 15°, Inclinación de la Trayectoria Condílea: 30), ya que todos los casos presentan una oclusión estable, en un articulador semiajustable Quick-Perfect (Indensa®).

Con la historia clínica y los modelos montados, estamos en condiciones de desarrollar el plan de tratamiento de cada uno de los pacientes.

Seleccionados los pilares, se colocan estos atendiendo a las instrucciones de cada fabricante, y se toman las impresiones con cubeta

estándar cerrada con silicona de consistencia pesada y fluida ELITE H-D Better Mixing Putty Soft y ELITE H-D⁺ Light Body Normal Setting (Zhermack[®]).

Se vaciaron con escayola Fuji Rock tipo IV marca GC[®], para prótesis fija, obteniendo así los modelos de trabajo sobre los que se confeccionaron las restauraciones.

3.1.3. DESCRIPCIÓN DEL MATERIAL DE LAS RESTAURACIONES

Como toda restauración implanto-soportada atornillada, consta de tres partes: pilar, mesoestructura y supraestructura.

Los **pilares** (cónicos para prótesis atornilladas) empleados han sido los que podemos ver en la tabla 2 de Anexo 1.

Respecto a la **mesoestructura** de las prótesis, se confeccionaron, con la aleación de cromo-cobalto (Nickel-free) Biodur[®] (Indensa) según el procedimiento habitual que se sigue durante la fase de laboratorio (fig.14 de Anexo 1).

Se eligió, este tipo de aleación, porque no incorporara en su composición níquel (su presencia no es aceptada por la Comunidad Europea, por motivos de biocompatibilidad ya conocidos), y porque se trata de una aleación no noble, factor que favorece la adhesión de composites reforzados como Cristobal⁺ (Dentsply-Detrey[®]), gracias a su alto contenido en cromo y a su capa oxidada superficial.⁽⁹²⁻¹⁰⁶⁾

En cuanto a la **supraestructura**, el material lo constituye el composite reforzado Cristobal⁺ (Dentsply-Detrey[®]), cuyo proceso de elaboración es el que a continuación detallamos.

3.1.4. ELABORACIÓN DE LAS RESTAURACIONES CON CRISTOBAL+

Es importante tener en cuenta que, durante el modelado en cera de la subestructura metálica, éste se realice de tal manera que permita un recubrimiento completo, evitando los ángulos y aristas agudos, así como ahuecar las piezas del puente para ahorrar material.

Una vez realizada la infraestructura metálica, se acaba sus superficies con una fresa de diamante de sinterización, conservando siempre la misma dirección, a baja velocidad de revoluciones, con el fin de evitar el solapamiento de las abrasiones de pulido. El diámetro recomendado para este tipo de aleación es de 0,2mm.

En el proyecto llevado a cabo, se han confeccionado unas retenciones macromecánicas, pese a que las recomendaciones del fabricante no las consideran necesarias, atendiendo a la revisión realizada sobre la unión metal-resina⁽⁹²⁻¹⁰⁶⁾ (fig. 15).



Figura 15. Retención macromecánica

Se somete a una concienzuda limpieza del armazón, para lograr una unión óptima entre el metal y el Glasacryl Cristóbal. Posteriormente, se chorrean aquellas superficies de unión con la resina, con partículas de óxido de aluminio de diámetro 110 micras, a una presión de 1,5 Kg, tras lo cual se vaporiza la estructura sin aplicar ningún otro tratamiento.

A continuación, se aplica el bonding o adhesivo metálico con un pincel desechable, sobre las superficies chorreadas, dejándolo durante tres minutos. La unión metal-adhesivo es de tipo químico, mediante la radiación de electrones de carga negativa, que se eliminan de la estructura metálica, resultando cargada positivamente. El color de la estructura se torna más oscuro, pero no afecta nada a su rigidez, ni a ninguna otra propiedad mecánico-física.

Antes de realizar la mezcla del polvo-líquido que compone el opaquer, se agitan enérgicamente y se depositan en una proporción 3:1, en un vaso Dappen oscuro previamente limpiado con acetona.

Con estas proporciones, el opaquer puede precipitarse en el fondo del vaso Dappen, razón por la que se toma el compuesto (con el pincel de un solo uso) de la capa superior. Se aplica una fina capa, hay que evitar grosores que impidan una buena cohesión con el adhesivo, y se polimeriza durante 90 segundos en la unidad Mpa2000 durante un ciclo HD (Alta Densidad).

Se repite el mismo proceso en la aplicación de una segunda capa de opaquer, curándolo de igual forma. La unión química con el bonding, depende de los electrones de carga negativa, aportados por éste, y la carga aportada por el opaquer, creando una unión homopolar.

Con fines estéticos, se aplica, si el caso lo requiere, una generosa capa de intensificadores cromáticos, que permita obtener el resultado deseado. Tanto la unidad, tiempo, y ciclo, son iguales a los empleados en la polimerización del opaquer.

Previamente a la colocación de capas de dentina y esmalte, se aísla el modelo de escayola con gel de pulir. Se recomienda preparar las masas en una bandeja de color negro y taparlas inmediatamente con una funda para evitar la polimerización involuntaria de las mismas. Se emplea para su manipulación, una espátula flexible, permitiéndose como máximo 1mm de grosor. Una vez

moldeada, se cura cada capa en la lámpara Mpa 2000, 1 ciclo de Dentina (D). Este mismo ciclo, se emplea para las masas de tipo esmalte.

Al obtener la forma final de la restauración, se polimeriza con el programa de *Dentina*, 1 ciclo, y adicionalmente se somete a otra última curación seleccionando el programa AD, en la unidad Mpa2000, durante 1 ciclo.

El siguiente paso consiste en cubrir la rehabilitación con una capa de protección de gel de pulir, con un pincel. Este gel provoca la polimerización de las últimas capas de dispersión y es el responsable de la dureza definitiva. Inmediatamente se pasa a la *fase de post-curado*, en la unidad de Foto/Termo polimerización Mpa2000 Post, 1 ciclo.

Si se ha trabajado correctamente, terminada esta última fase de postcurado, y tras eliminar el gel con agua o vapor, aparece una capa mate, fruto del recubrimiento.

Se repasa con cuerpos abrasivos que producen un pequeño perfil rugoso. Se emplea para tal fin, el juego de fresas de pulir nº4281 de Komet[®], las fresas de metal duro con dientes E o incluso los instrumentos diamantados. No se emplean piedras, ni fresas gruesas pues causan arañazos, estrías, e incluso pueden provocar desprendimiento de partículas de la superficie.

El pulido es una fase muy importante en la confección con Cristobal⁺. Este tipo de recubrimiento se retoca con un pulidor de goma-silicona. Las zonas proximales se pulen con un disco pulidor de goma fino. Después se retoca la superficie con un cepillo “UpofiX” fino sin utilizar pasta de pulir. La velocidad empleada, tanto en el acabado como en el pulido, es de 8000-12000rpm.

Para lograr un brillo excelente se emplea un cepillo de pelo de cabra y pasta de pulir diamantada (recomienda Legabril[®]). En los pulidos más largos no es posible realizar un glaseado de la superficie. En caso contrario, la superficie sufre un incremento de grosor y resulta más lisa. Se consigue un brillo y efecto cromático similar a la cerámica.

Si al limpiar definitivamente la restauración, en el aparato de ultrasonido, eliminando los restos de pasta de pulir, la superficie aparece mate, significa esto, que el pulido ha sido insuficiente. En ese caso, se recomienda raspar y pulir nuevamente (fig. 16).



Figura 16. Equipo Cristobal +.

A continuación, se procede al desarrollo de la fase experimental clínica, evaluando las siguientes propiedades.

3.1.5. DESGASTE

Antes de la colocación definitiva de las prótesis, se evalúa el ajuste del armazón metálico, se toma el color y se envía nuevamente al laboratorio para su acabado.

Como no hay prueba en bizcocho, recibimos la rehabilitación terminada. Comprobamos su estética, ajuste, y contactos oclusales en boca, atornillamos las restauraciones y se toma una impresión en esa misma sesión, de la prótesis ya ubicada en boca, con una cubeta estandar ASA[®] Inox C.E., con silicona pesada y fluida [marca ELITE H-D Better Mixing Putty Soft y ELITE H-D+ Light Body Normal Setting (Zhermack[®])] en un solo paso. Este tipo de registro se efectuará al mes de su inserción en boca, a los tres meses, a los seis meses, y al año. Cada una de las impresiones de cada paciente se vacía en escayola Fuji-Rock tipo IV (GC[®]), para prótesis fijas (fig 17).

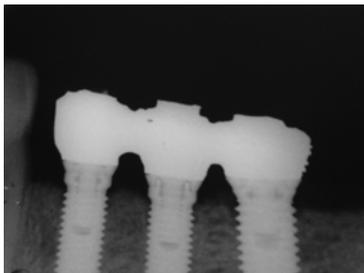
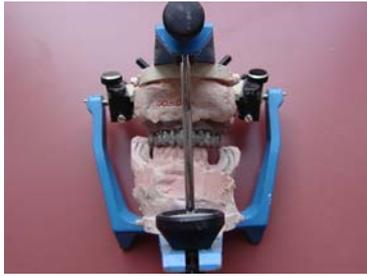


Figura 17: Restauraciones Cristobal+



Figura 17: Restauraciones Cristobal+

En total obtenemos 50 modelos de escayola (cinco por cada paciente). Como se tratan de rehabilitaciones atornilladas, no podemos tener en cuenta la superficie oclusal, pues pese a que el cierre del orificio de entrada al tornillo de fijación se hace con el mismo material; el curado y pulido no es el mismo que el resto de la restauración. Por este motivo, hemos considerado las **cúspides activas de cada una de las veintiséis unidades, objeto de estudio**. Hablamos de veintiséis, porque de las treinta unidades a estudiar, cuatro de ellas son incisivos, y por tanto, no poseen cúspides activas.

El grupo **control**, se compone de doce unidades. La explicación del porqué son doce, y no diez, como cabría esperar (uno por paciente), es porque se estimó como referencia más fiable, una cúspide activa de un diente natural, pero adyacente (ya sea mesial o distal) a la probeta confeccionada con el composite reforzado. Dado que dos pacientes, presentaban rehabilitaciones en dos cuadrantes distintos, las cúspides control, se duplican en esos dos casos.

Para registrar el desgaste de las cúspides activas (palatinas si son prótesis superiores, y vestibulares si son inferiores) de dichas probetas, primero hay que obtener una misma disposición espacial específica para cada paciente. De tal modo que, al ubicar las cinco probetas de cada paciente en el portaobjetos del microscopio, éstas se encuentren siempre en el mismo plano.

Con tal fin, el plano horizontal, será paralelo al formado por las cúspides de la muestra (fig. 18). Lo obtenemos recortando (la base del zócalo) con una recortadora marca Kavo[®], hasta que el nivelador, marca Lakot[®], nos indique la base del zócalo de modelo (plano horizontal), es paralelo al determinado por las cúspides del mismo. La superficie sobre la que se efectúan estos ajustes, es siempre la misma, evitando de este modo, añadir más errores (fig. 19).

A continuación, posicionamos los modelos en un Microscopio de medición sin oculares Modelo WD-Ultra(Unceta[®]), con el que, mediante un visualizador de cotas QC200, y un sistema PC/Windows NT QC5000, determinamos la posición del modelo para el estudio del desgaste de las cúspides de interés. Sus características técnicas son (fig. 20)

**PARALELISMO DEL PLANO
HORIZONTAL**



Figura 18. Paralelización planos



**Figura 19. Paralelización planos: nivelador-
recortadora**



Figura 20. Microscopio de medición sin oculares WD Ultra

Microscopio Mod. Wd-Ultra

Ejecución: Microscopio de medida sin ocular para trabajo descansado con postura libre del cuerpo (Dynascope).

- Óptica patentada que genera vistas claras, de color real y sin distorsión, con elevado contraste.
- Mediciones e inspecciones de los detalles más mínimos con la mejor calidad óptica.
- 20 aumentos (10, 50 y 100 bajo consulta).
- Soporte estable para microscopios con guiado preciso del eje Z.

- Mesa de precisión de medida con mecánica manual integrada y escalas de vidrio.
- Iluminación anular de 6 puntos 250W sin sombras.
- Zócalo de iluminación de contornos 75W.

Aplicación: Muy adecuado para la inspección de superficies, y para la medición geométrica precisa de piezas hasta 15Kg de peso.

Suministro: 20 aumentos.

- Mesa de medida.
- Escalas graduadas (sin aparato indicador/ordenador).
- Cabezal de proyección con retícula.
- Luz reflejada y luz transmitida.

Accesorio especial:

- 10, 50, 100 aumentos
- Salidas para cámara.
- Visualizador de cotas, QC200 o QC5000, necesarios para la visualización de cotas.

49 192		WD-ULTRA
Aumentos		20
Campo de visión aprox.	mm	10x7
Distancia de trabajo	mm	75
Tamaño de mesa/gama de medición	mm	260x260/150x150
Resolución x-6	mm	0,001
Precisión	mm	0,006
Repetitividad	mm	0,006

QC200:

- Procesador de datos para medición sobre el eje X e Y.
- Funciones automáticas de medición mediante teclas de programa.
- Display funcional.

- Cálculo de elementos geométricos simples, como distancias, diámetros, ángulos, círculos de orificios, etc.
- Con salida de datos a un PC mediante interface RS232C.
- Toma directa a impresora.
- LCD de gran superficie.
- Compensación de error de mesa.
- Modelo de 3 ejes bajo demanda.

QC5000:

- Sistema PC/Windows NT (suministro con hardware y software).
- Medición, construcción y cálculo de elementos geométricos.
- Sencillo de programar.
- Funciones de tolerancia y estadística.
- Control parcial mediante representación en pantalla.
- Funciones extensas 3D.
- Importación, exportación de datos en diferentes formatos.

En el portaobjetos del microscopio, definimos el eje X, como la recta descrita por dos cúspides vestibulares: una de ellas pertenece a la restauración implanto-soportada, y otra al premolar o molar adyacente a la misma. Dicha recta se visualiza (10x) en la pantalla del ordenador, y a 10 mm de la misma, hacia vestibular, se determina otra recta paralela a la primera. Esta última se proyecta sobre el modelo, mediante un haz de luz, lo cual nos permite marcar dos puntos de la misma, y tras unirlos, recortar hasta esa posición en una recortadora Kavo[®] (fig. 21).

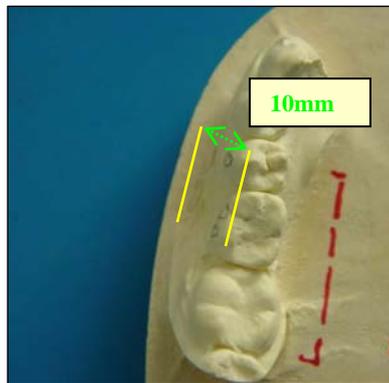


Figura 21. Paralelización del plano ántero-posterior de las probetas.

Dicha referencia nos servirá como plano sobre el que posicionaremos los especímenes en el portaobjetos del microscopio OLYMPUS® MODELO STM, con el que conseguimos un aumento de 100x de cada uno de ellos, lo que nos permite obtener un correcto y fino registro ocular de las cúspides (fig. 22).

De cada muestra obtenemos 5 imágenes, pertenecientes al mismo día de su ubicación en boca, al mes, a los tres meses, a los seis meses y a los doce meses. Al mismo tiempo, de cada paciente, obtenemos otros cinco registros de cada espécimen del grupo control.

Se procede a registrar el desgaste de las cúspides activas de las restauraciones implanto-soportadas colocadas a cada paciente a lo largo de un período total de tiempo igual a 12 meses. Para ello, analizaremos las imágenes obtenidas empleando un programa específico para diseños, geometría, y gráficos como es el **Autocad Architectural Desktop® versión 3.3**. Lo que nos permite este software, es trazar un arco determinado por tres puntos, (cuya longitud es exactamente igual, variando solamente su concavidad-convexidad), que se copiaban y superponían en las sucesivas imágenes recogidas (en concreto al perfil descrito por su cúspide) de cada unidad, para no interferir en el arco. De tal forma que, cada cúspide (sea o no control) y sus cinco registros, mediante este programa informático, nos ofrece el valor del radio, que describe ese arco (fig. 23).

Se realizaban todas las mediciones sin saber qué probeta era la estudiada, es decir, no sabíamos qué fecha tenía la obtención de esa probeta. Después los colocábamos de menor a mayor, y destapábamos la fecha de cada imagen, confeccionando así la tabla de datos.

Si la muestra sufre desgaste, los valores de los sucesivos radios, serán cada vez mayores, puesto que cuanto más plano es un arco, mayor es el radio que lo describe.

Se recogieron en total 190 resultados: 26 unidades confeccionadas con Cristóbal⁺ por 5 registros temporales, dan un total de 130. A esta cifra tenemos que añadir las cúspides “control”: en total 12, multiplicadas por 5 (intervalos de tiempo). Sumamos 130 datos del grupo compuesto por Cristóbal⁺, a los 60 del grupo “control” y obtenemos el total de datos recopilados: 190.

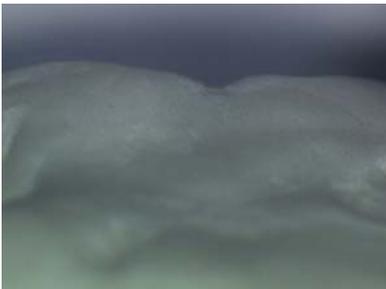


Figura 22. Microscopio Olympus STM e imágenes de cúspides.

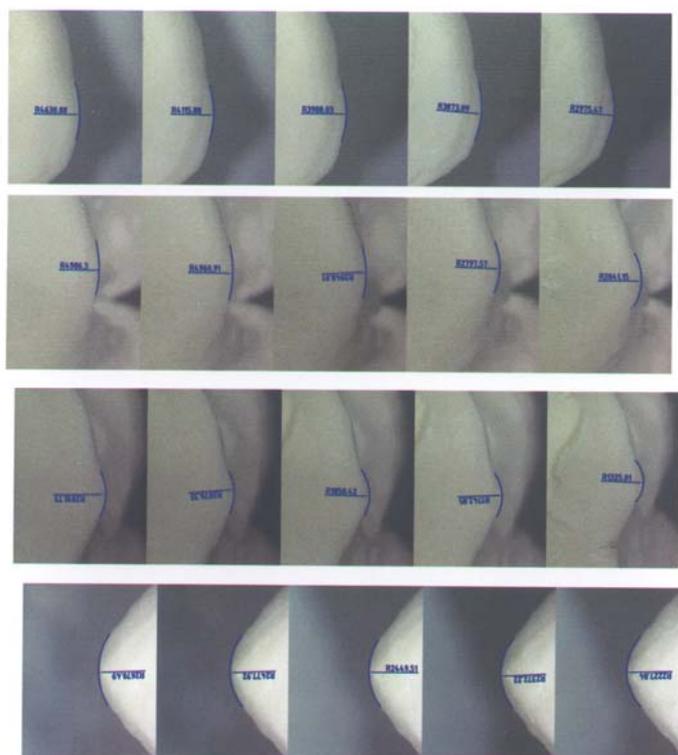


Figura 23. Arcos trazados sobre Cúspides. La cúspide del canino pertenece al grupo control.

3.1.6. ESTABILIDAD ESTÉTICA

Resulta muy complejo medir una sensación tan subjetiva como el color, pero lo que hemos cuantificado concretamente es la *iluminancia* (lúmenes incidentes por metro cuadrado en una superficie). Su unidad es el *lux* y es dependiente de tres variables: intensidad lumínica, distancia del foco-superficie, y la orientación fuente-superficie.

El grupo muestral, lo conformaban las **30** unidades de los **10** pacientes, puesto que todas muestran una superficie vestibular, susceptibles de valoración.

Hemos empleado un medidor de intensidad de luz, luxómetro modelo HD8366 de la marca RETTA OHM[®] de la casa Unceta. Sus características técnicas son (fig. 24):

- Rango de medición: 0,1...199,9/ 1999/ 19990/ 199990 lux.
- Temperatura de trabajo: 0-50°C.
- Precisión: $\pm 6\%$ rdg $\pm 1\%$ f.s.
- Pantalla LCD con dígitos de 12,7mm.

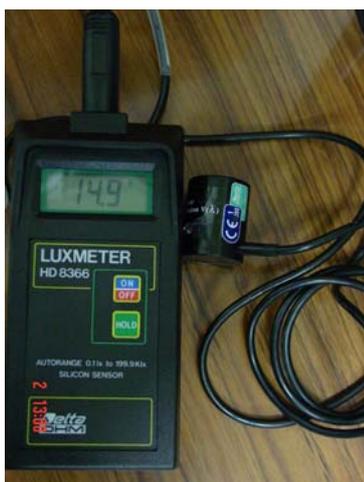


Figura 24. Luxómetro

Se trata de un aparato que, según lo especificado por la función oficial de eficacia espectral, pondera su respuesta ante las diferentes longitudes de onda, y sus respectivos efectos simultáneamente.⁽¹²⁹⁾

Con el fin de reducir los errores en la toma de los valores con este tipo de instrumento tan sensible a los tres factores anteriormente mencionados, se tomaron las siguientes medidas:

- Para evitar la incidencia de cualquier otra fuente luminosa sobre las rehabilitaciones, las mediciones se realizaban en una habitación completamente oscura.
- Previamente, se fijó el foco a una distancia de 50cms de las superficies incidentes, de tal forma que la colocación de los distintos pacientes era siempre la misma.
- El sensor, se posicionaba a 2,5cms paralelo al plano vertical del punto más sobresaliente de la cara vestibular gracias a una llave confeccionada con silicona de consistencia pesada de la marca ELITE H.D Better Mixing Putty Soft (Zhermack®). Se determinó esa distancia, porque era la más próxima a la superficie de incidencia sin que creara sombra sobre la misma (fig. 25).
- Respecto a la posición del paciente, ésta era siempre la misma, porque lo que teníamos en cuenta, era el paralelismo entre el plano vertical del paciente, y el haz luminoso. Esto implica, que las medidas obtenidas con el luxómetro en los sectores posteriores, no recogen la totalidad de la reflectancia. Pero de este modo aseguramos la **reproductibilidad del ensayo** (fig. 26).

En cuanto a los tipos de luz incidentes (luminarias) se eligieron la emitida por una bombilla incandescente de 45 W modelo Classic Klar marca Osram®, y por otra bombilla de luz halógena de 75 W modelo HAL OL LUX (Osram®).

Realizamos en este apartado una mención especial la dificultad que entraña obtener resultados exactos cuando se trabaja en la cavidad oral, ya que en este tipo de estudios “in vivo” las condiciones ideales que pueden lograrse en un laboratorio, no se consiguen con tanta facilidad en clínica, por ello consideramos los resultados de forma meramente descriptiva.^(130, 131)



Figura 25. Llave de silicona para posicionar visor del luxómetro



Figura 26. Conjunto luxómetro-paciente-fuente luz

3.1.7. RETENCIÓN DE PLACA

Una vez insertadas las rehabilitaciones, los pacientes serán instruídos siguiendo unas pautas elementales para lograr así una correcta higiene de su cavidad oral. Para ello, se les enseñará el cepillado con técnica de Bass, el uso de los distintos tipos de seda: el tipo especial para prótesis fijas, y las convencionales para dentición natural, así como cepillos interproximales. Estas guías se enseñarán 15 días antes de la colocación de sus prótesis. Con ello, se pretende obtener una salud gingival (ausencia de sangrado) en el 70% de las superficies de estudio. Hasta que esto no se consiga, no se procederá a la colocación de las restauraciones.

Cuando observamos que este requisito se cumple, procedemos a la colocación de la prótesis, y posteriores registros de los datos aportados por cada una de las **treinta** unidades que integraban el grupo muestral.

Le proporcionamos cada vez que se vaya a obtener esos valores, pastillas de eritrosina (12mg y excipiente c.s.p. por comprimido) de la marca Plac-Control (Dentaid S.A[®]). Le explicamos a cada paciente, cada vez que se le vaya a controlar, que la chupe durante dos minutos, y sin enjuagarse, que escupa. Posteriormente, un mismo profesional, se hará cargo de registrar los resultados el mismo día de la colocación de la prótesis, al mes, a los tres meses, a los seis meses, y al año de la misma, de las dos superficies (vestibular y palatina/lingual), según el protocolo para la obtención del Índice de placa de Quigley-Hein modificado por Turesky ⁽¹²¹⁻³³⁾(fig. 27).

Se efectuarán las mediciones de las dos superficies (vestibular y palatina/lingual), del, siempre por el mismo profesional, el mismo día de la colocación de la prótesis, al mes, a los tres meses, a los seis meses y al año de la misma

El método elegido se cuantifica del siguiente modo la retención de placa:

- 0 = Ausencia de placa
- 1 = Manchas de placa separadas en el margen cervical
- 2 = Banda delgada de placa, continua (hasta 1mm) en el margen cervical
- 3 = Banda de más de 1 mm, que cubre al menos un tercio de la superficie.
- 4 = Placa que cubre más de un tercio, pero menos de dos tercios de la superficie.

- 5 = Placa que cubre más de dos tercios de la superficie



Figura 27: Restauraciones Cristobal+: Retención de placa

3.2. FASE EXPERIMENTAL “IN VITRO”

Consta de tres apartados:

3.2.1. DESCRIPCIÓN DE LA COMPOSICIÓN Y DE LAS PROPIEDADES DEL MATERIAL

Se ha realizado una búsqueda bibliográfica mediante las siguientes fuentes:

Sistema Med-Line
Internet
Index Medicus
Index to Dental Literature

Así como la recopilación de datos proporcionados por el fabricante, ensayos experimentales, libros, tesis y publicaciones obtenidas de:

La Hemeroteca y Biblioteca de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

El Ilustre Colegio de Odontólogos y Estomatólogos de la 1ª Región, Madrid.

3.2.2. DUREZA SUPERFICIAL

Las mismas probetas que se usaron para la descripción morfológica microscópica, han sido empleadas para el estudio de la **dureza superficial**, empleando para ello un microdurómetro de la marca LECO, V-100-C, HARDNESS TESTER, facilitado por la Universidad Politécnica de Madrid (fig. 28).

Descripción especímenes:

- Base: Se trata de una lámina de Metal Phantom (Degussa®)(fig. 10) de 40mm de longitud x 10mm de ancho x 0,5mm de espesor, que nos servirá de soporte para :
- Material de recubrimiento Cristobal⁺, situada a 15 mm de los extremos de las láminas, quedando cubierta solamente la parte central de la misma. Sus dimensiones son: 10mm longitud x 10mm de ancho x 1,2mm de espesor.

Las mediciones se efectuaron según la técnica Vickers (V.H.N., Vickers Hardness Number; V.P.N., Vickers Pyramidal Number; o D.P.H., diamond Pyramidal Number).

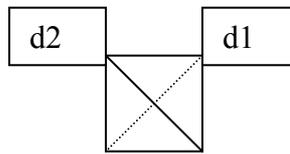
El durómetro consta de un indentador con forma piramidal de diamante con base cuadrangular, formando entre las caras opuestas un ángulo de 136°. Esto permite pruebas cortas, creando impresiones poco profundas, indicadas para este tipo de probetas y material.

El valor de VHN, se obtiene a partir de la indentación que la punta deja en la superficie del espécimen. La magnitud (en milímetros) de los dos ejes de la misma, se suman y se dividen entre dos, resultando “D principal”. VHN depende de dos variables: de la magnitud de las muescas, y de la carga (en Kg), resultando la fórmula:

$$HV = 1.854 P / (D_{ppal})^2$$

$$D_{ppal} = (d_1 + d_2) / 2 \text{ mm}$$

P=carga en Kg.



O bien:

$$H = P/S = 14,23P/D^2$$

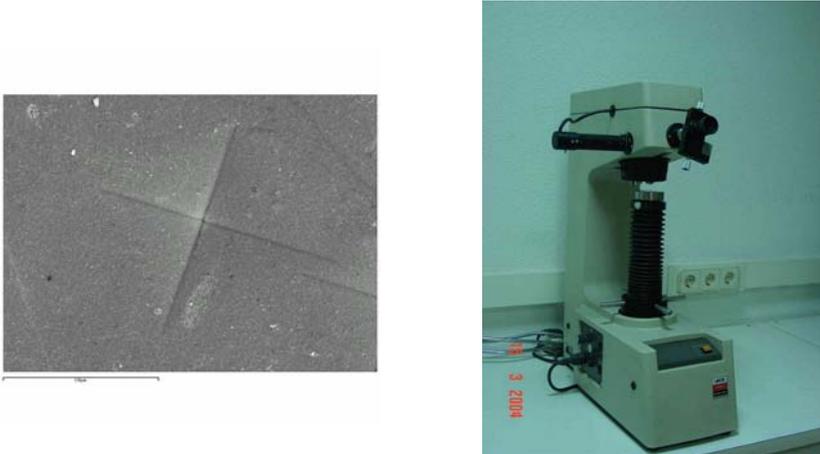
Donde P e la presión ejercida expresada en Nw
D es la diagonal .

Dicha muesca, se observa bajo una lente de 100 aumentos, y el propio microdurómetro, a 0,1μ de resolución, tras ajustarlo a las coordenadas resultantes, calcula la dureza y dureza Vickers automáticamente.

La muestra se compone sólo de cuatro especímenes, elegidos al azar entre un total de 66. Se limitó el tamaño de la muestra, por consideraciones mecánicas, pues el elegir las aleatoriamente, y ofrecer valores muy similares para Dureza y Dureza Vickers, se estimaron suficientes.

A cada uno de ellos se le aplicó una misma carga, repetida 10 veces, con el fin de eliminar errores añadidos causados por la complejidad de la composición de este tipo de composites. Se empleó primero una carga de 1Kg, y otra segunda de 5Kg.

El porqué se han elegido estas cargas, se debe a que a valores menores no se obtenía una huella visible (con la lente incorporada al durómetro), y si cargamos a más de 5 kg, se deformaba el soporte de las probetas, dando resultados dispares.



**Figura 28. Indentación 300x
Durómetro LECO V-100**

3.2.3. COMPORTAMIENTO ELÁSTICO

Para ello, se confeccionaron un segundo grupo de 10 probetas cilíndricas que constan de dos partes:

- *Metálica*: Se confeccionó con la misma aleación que la empleada para la confección de las restauraciones: Biodur (Nickel-free)[®](Indensa), de cromo-cobalto. Sus dimensiones son: 13mm de longitud x 8mm de diámetro.
- *Revestimiento*: Se trata de un disco de 8 mm de diámetro x 2 mm de grosor, confeccionado con Cristobal⁺(dentina), color A-3 de la guía Vacuum- Vita[®].

Diferenciamos dos grupos:

- 5 Probetas con retención macromecánica (pequeñas esferas amorfas), y retención química.
- 5 Probetas sólo con retención química.

Se sometió la interfase (unión composite-aleación) de cada espécimen a una carga determinada mediante un puntero-incisivo, adaptado a una mordaza que se acoplaba en la máquina de cargas HOUNSFIELD[®] H 5000 M de la casa Metrotec, que se compone de (fig.29):

Mordazas de fijación neumática y aditamentos.

- Cabezal (desplazamiento de recorrido ortogonal).
- Células de carga.
- Selector de tensión/compresión.
- Selector de unidades de fuerza.
- Selector de las unidades de alargamiento.
- Selector de velocidad del cabezal.
- Display de alargamiento.
- Display de fuerzas.
- Medidor de alargamiento.
- Interruptor direccionales y de parada.

Los datos que proporcionamos al programa informático para la confección de una hoja de datos, con el que obtener una gráfica son los siguientes (fig. 30):

Loadrange: 5000 Kg.
Extension Range: 10 mm
Testspeed: 1mm/minuto.
End Test: 5mm
Autoreverse: on
Temperatura: 14°
Humedad: 50%

El estudio se realizó sin saber a qué grupo pertenecía cada probeta, es decir, aleatoriamente, se elegía un espécimen, y se realizaba el ensayo. Una vez que se despegaba el revestimiento, observábamos si la parte metálica presentaba o no macrorretenciones, y recogíamos la gráfica y los datos para ese caso, y posteriormente, convertíamos la unidad de fuerza a la que se produjo el despegamiento (Kg) en MegaPascales (Mpa), empleando la fórmula:

$$\text{Mpa} = F \text{ (Nw)} / S \text{ (mm}^2\text{)} = \text{Kg} \times 9,8 / \pi r^2$$

Donde, Kg= el valor obtenido en el momento del despegamiento composite-aleación.

$$R = 0,4$$

Con los resultados, **y al igual que en el ensayo de dureza**, se obtiene un rango de confianza, pues, dado que se trata de una muestra muy pequeña, se valora, la posibilidad de que los datos obtenidos no sedebían al azar.



Fig. 29. Haunsfield, detalle de la mordaza+probeta, y ejemplos de especímenes tras el ensayo

IV. RESULTADOS

Se han planteado una serie de **hipótesis cero**:

1. **Desgaste:** Las medias de los desgastes de las rehabilitaciones confeccionadas con Cristobal⁺ son iguales a la media de las cúspides activas. El composite reforzado Cristobal⁺, no presenta un desgaste estadísticamente significativo.
2. **Estabilidad estética:** No hay cambios significativos en el tiempo. Se observa una estabilidad estética.
3. **Retención de placa:** El material presenta una buena respuesta frente a la placa bacteriana.
4. **Dureza:** Los resultados muestran un buen comportamiento a este respecto. Los datos no discrepan de otros estudios que así lo avalan.
5. **Comportamiento elástico:** La unión aleación-resina, es independiente de la combinación con otros sistemas de retención.

Como a lo largo del presente trabajo de investigación, se han seguido dos vertientes: *In vivo e In vitro*

4.1. FASE EXPERIMENTAL “IN VIVO”

4.1.1. DESGASTE

El tamaño muestral es igual a 26 unidades, por descartar a cuatro incisivos que no son objeto de estudio por su anatomía (ausencia de cúspide).

De cada cúspide activa y control, se registra un valor correspondiente en el tiempo: en el momento de la colocación de las rehabilitaciones, al mes, a los tres meses a los seis meses, y al año. Así, se obtiene una media de los arcos

descritos por las cúspides (activas o no) en cada uno de esos cinco intervalos temporales (Tabla 3 y 4 de Anexo 3).

Se aplica el análisis de la T-Student Pareada, y tras la valoración de los resultados se **rechaza** la hipótesis cero para este apartado (fig.30,y tabla 5-Anexo 3).

4.1.2 ESTABILIDAD ESTÉTICA

La muestra poblacional es de 30 especímenes, ya que todos presentan una cara vestibular, requisito indispensable para la realización de este estudio, en el que comparamos los resultados atendiendo al tipo de fuente lumínica: 75W y 40W (Tabla 6 y 7 de Anexo 3).

Para su análisis estadístico aplicamos el Test de Anova para el Análisis de la Varianza de Medidas Repetidas, y el Análisis de la Varianza para Variables Contrastadas (fig. 31, tabla 8-Anexo 3).

En este caso, también la hipótesis cero es **rechazada**.

4.1.3 RETENCIÓN DE PLACA

En este caso, ni siquiera ha sido necesario análisis estadístico alguno, pues del grupo muestral de 30 unidades, con dos superficies a evaluar, en esos cinco intervalos, obtenemos 300 valores, 2 de ellos no eran igual a cero, sino de grado 1. Por tanto, la hipótesis cero, se **rechaza**.

4.2. FASE EXPERIMENTAL “IN VITRO”

4.2.1. DUREZA

De las 66 probetas, se eligieron cuatro al azar, y a cada una de se aplicó una carga de 1Kg, y otra de 5Kg, en diez puntos distintos de su superficie, dada su composición heterogénea. Obtenemos así, 40 valores para 1Kg, y otros 40 para 5Kg (Tabla 9 de Anexo 3).

No pretendemos comparar resultados, sino determinar el **intervalo de confianza**, para los valores de Dureza, y Dureza Vickers. El resultado (según el Test Chi Cuadrado) es superior al **95%**. Es decir, la probabilidad de que al realizar un ensayo de idénticas características con cualquiera de las otras 62 probetas, los resultados estén comprendidos en el rango determinado por el presente trabajo de investigación, es igual o mayor al 95% (fig.32-Anexo3).

4.2.2. COMPORTAMIENTO ELÁSTICO

En lo referente a este último apartado, comparamos los valores obtenidos con cinco probetas con retención macromecánica, con los registrados por el grupo compuesto por otros cinco especímenes con retención química solamente (Tabla 11 de Anexo3).

Para ello, se aplica la el análisis de la T de Student para Muestras Independientes, y **rechazamos** la hipótesis inicial, en un 99,9% de los casos (fig. 33-Anexo3).

Los resultados que obtenemos son:

1. **Aplicando la T-Student Pareada, los datos concluyen que sí sufre un desgaste estadísticamente significativo para $p < 0,01$. Rechazamos la hipótesis nula.**
2. **Según el test de Anova Unifactorial de Medidas Repetidas y el Análisis de la Varianza para Variables Contrastadas, tanto para 75, como para 40W, no ofrece una estabilidad estética para $p < 0,01$. Rechazamos la hipótesis nula.**
3. **Sí ofrece un buen comportamiento frente a la adhesión de placa para $p < 0,01$, por tanto **NO** rechazamos la hipótesis nula.**
4. **Al aplicar el Test Chi Cuadrado (relación entre variables categóricas) a los resultados de dureza superficial: **NO** rechazamos la hipótesis nula.**
5. **Tras aplicar el Test de la T de Student para Muestras Independientes, **SÍ** rechazamos la hipótesis nula planteada (respecto al comportamiento elástico), para $p < 0,01$.**

V. DISCUSIÓN

5.1. FASE EXPERIMENTAL “IN VIVO”

La importancia del conocimiento y estudio de las superficies, es fundamental en aspectos tales como el brillo, estabilidad estética, cualidades tribológicas (rozamiento), resistencia al desgaste, fatiga, corrosión y capacidad para recibir tratamientos superficiales.

La fase experimental “in vivo” del presente trabajo de investigación, se centra en el desgaste superficial (propiedad íntimamente relacionada con el éxito del comportamiento mecánico de un material), en la estabilidad estética (no sólo se limita a ese campo, sino que también aporta información sobre otras características físicas como la solubilidad, naturaleza de su composición, pulibilidad, sorción, rugosidad superficial,...), y por último en la biocompatibilidad (que al igual que el análisis del color, arroja datos referentes a otras cualidades).

5.1.1. DESGASTE

Depende de factores ambientales y relativos a la naturaleza del material. En general, existen cuatro tipos: adhesivo (se caracteriza por la formación y la destrucción de uniones microscópicas), corrosivo (guarda relación con la actividad química de las superficies. El deslizamiento de las mismas elimina las barreras superficiales que puedan existir), por fatiga superficial (las asperezas o partículas libres desprendidas por la carga y el deslizamiento cíclico, generan tensiones, con formación de grietas sub/superficiales), y abrasivo (se da entre un material más blando y otro más duro, donde las partículas son arrancadas de una superficie y se adhieren a otra durante el deslizamiento. Pueden ser entre dos y tres cuerpos).

El concepto “índice de desgaste” se refiere a la prevalencia de erosión o desgaste dentario en una muestra de la población para estudios epidemiológicos. La mayoría de los índices recogen la degradación, severidad o grado de destrucción de la superficie de un diente, limitándose al registro de valores de abrasión o atricción, y/o erosión. Así, el “Índice de Desgaste Dental” (Tooth Wear Index) descrito por Smith y Knight, mide el desgaste individual y comunitario, a través de perfiles a los que se les atribuyen una etiología específica, haciendo distinción de qué niveles son o no aceptables, para un determinado grupo de edad. Sin embargo, no reúne la suficiente

sensibilidad y objetividad para detectar pequeñas variaciones, especialmente, en cortos períodos de tiempo.^(79,134-41)

Las técnicas empleadas para cuantificar el desgaste dentario son imprecisas, y poco estandarizadas, por la complejidad de la anatomía del diente, del medio en el que se encuentra, y de las condiciones que soporta.

Cuando se trata de estudios “in vivo”, los métodos disponibles se reducen, en líneas generales, a dos.⁽¹⁴⁰⁻⁸⁾

- Análisis directo: Se analizan las restauraciones, tras removerlas (directamente, o mediante coronas telescópicas) de la boca del paciente.
- Réplicas: Se obtienen modelos tras impresionar las rehabilitaciones ubicadas en boca, con siliconas de adición o poliéteres, y se positivizan en escayola, resinas epóxicas, o mediante el duplicado en cobre. Estas dos últimas técnicas evitan añadir errores causados por el cambio dimensional que sufren los yesos o resinas acrílicas.

Uno de los procedimientos más utilizados, como es la microscopía, reúne dos problemas:

1. Reproducibilidad del posicionamiento espacial de las réplicas, ya que cualquier mínima variación en la ubicación de las probetas en el portaobjetos del microscopio, condiciona y altera el valor registrado.
2. Localización de puntos de referencia sobre la superficie oclusal.

La solución al primer inconveniente pasa por las “llaves mecanizadas”, o el empleo de “medidas guiadas computarizadas”. El obtener puntos de referencia inalterables es más complejo, por la topografía dentaria tan compleja, y porque la presencia de otros fenómenos que deterioran la superficie, como por ejemplo la erosión (aunque solamente sea la causada por los componentes del medio bucal), dificulta fijar referencias.

Se apunta como posible promesa liberadora de las servidumbres propias del Microscopio Electrónico de Barrido al Enviromental Scanning Electron Microscope (ESEM), pues ofrece la posibilidad de acoplar una

máquina de ensayos servohidráulica, para estudios estáticos o dinámicos “in situ”⁽¹⁴²⁻¹⁶⁸⁾.

Generalmente, se suele comparar el desgaste que sufren distintos materiales empleados habitualmente como recubrimiento en prótesis fijas, sin llegar a obtener resultados que puedan hacer pensar en este tipo de materiales como más idóneos que las porcelanas, pese a lograr una unificación de criterios, tales como qué aspectos de las resinas/composites ofrecen verdaderas mejoras clínicas, el tipo de curado, monómeros a emplear,...así como qué planteamientos ofrecen mejores garantías de futuro.

Así, Ekfeldt y colaboradores, llevan a cabo ensayos “*in vivo*” **comparativos** entre resinas de microrrelleno, porcelanas y oro, mediante distintos procedimientos, tales como: gravimetría, y réplicas/coronas telescópicas analizadas con el microscopio electrónico de barrido; donde los resultados coinciden en destacar la escasa resistencia al desgaste de los composites de microrrelleno (hasta 3-4 veces más que el oro o la porcelana). Al mismo tiempo, califica el desgaste que sufren estos materiales: triboquímico (en el caso de las resinas), por fatiga (si se trata de porcelanas), abrasivo (si es oro), o la combinación de ellas También cuantifica el comportamiento de las resinas/composites frente a distintos **antagonistas**, ya sean coronas metal-cerámicas, composites híbridos, resinas de alta resistencia, metilmetacrilato, aleaciones, esmalte, policarbonato, oro,...Los datos registrados apuntan a una misma dirección: los composites indicados como material de blindaje, sufren mayor desgaste frente a la porcelana, y aleaciones que ante otros materiales.^(140,141,143)

Nishino y cols lo recomiendan como material de elección, siempre y cuando las caras oclusales antagónicas no sean ni porcelanas, ni aleaciones^(140,141,158,159,160,164,166)

No obstante, la composición del **medio** en el que se ubican las restauraciones confeccionadas con resinas, puede alterar significativamente su estabilidad tridimensional.

Aquellos autores que incorporaron en las soluciones en las que se sumergían los especímenes partículas abrasivas, o incluso algo tan necesario

y cotidiano como los dentífricos, vieron cómo reducían –hasta 7 veces más- su resistencia al desgaste.^(143,156,163,167,169-171)

Matsumura compara composites de alta resistencia, con resinas acrílicas, y pese a ser los primeros más resistentes en fases iniciales, su textura, transcurrido el tiempo, es más rugosa y susceptible a la abrasividad.^(155,156,165)

Como hemos visto, el antagonista (su dureza y rugosidad superficial), así como la presencia de partículas abrasivas, son factores condicionantes en el éxito de las resinas compuestas. Pero no son los únicos, la composición de la saliva, edad del paciente, sexo, número de dientes remanentes presentes en boca, parafunciones, y dieta pueden repercutir y modificar el resultado final de este tipo de recubrimiento.⁽¹⁴⁰⁻¹⁷¹⁾

Otra variable que juega un relevante papel en la resistencia al desgaste, es la **naturaleza del composite**, en especial, la debilidad que presenta la fase matriz frente a la humedad, dado que suele ser el desprendimiento de la fase orgánica en fases iniciales, y posteriormente, las partículas del relleno, lo que conlleva al deterioro de propiedades mecánicas.^(170,165,171)

El tipo y carga del relleno son factores que también intervienen, de tal forma que, a mayor porcentaje de carga, la resistencia se incrementa de forma lineal.

Otra manera de lograr un menor desgaste, es el uso de monómeros tetrafuncionales, realizar un post-curado (preferiblemente de tipo térmico), y mejorar la técnica del pulido y acabado final.^(161,166,167)

Los composites de microrrelleno homogéneo presentaban mayor resistencia, seguido de los híbridos⁽¹⁵⁷⁾. Conclusión que Kawai no sólo no comparte, sino que considera mejores a los híbridos, al presentar su fase matriz una mayor integridad. Sin embargo, ambos coinciden en que los composites fotopolimerizables empleados en las restauraciones directas son los que peores resultados ofrecen.⁽¹⁷²⁾

Los **intervalos de tiempo** que comprenden los trabajos de investigación, oscilan entre 2/3 meses, hasta 11 años. Independientemente del período en que se lleven a cabo los trabajos de investigación, todos los tipos de desgaste, son susceptibles de estudio.

En los ensayos “*in vitro*”, suelen utilizarse aparatología de carga cíclica, con simulación oral, y bajo 2 ó 3 puntos de carga deslizantes; microdureza... ,mientras que en los realizados “*in vivo*”, se analizan las superficies (con o sin discos control) mediante microscopía electrónica de barrido, microradiografía, perfilómetros (de contacto o no), sensores ópticos, escáneres tridimensionales; espectrografía de absorción,...^(127,141,145,147,148,168)

Éticamente puede rebatirse la elección de cotas más bajas como referencia, argumentando que son superficies constantemente expuestas a fenómenos de erosión. Lo mismo sucede con los puntos más altos, también susceptibles de la acción de los ácidos presentes en la cavidad oral.

Del mismo modo, la técnica de microradiografía transversa mediante el microscopio Leica DMRB, da por hecho que la superficie que actúa como control, no sufre erosión alguna: condición fácilmente cuestionable.

En el presente estudio, no se ha comparado el desgaste entre los distintos materiales de revestimiento, por la dificultad que entraña llevar a cabo ese tipo de trabajo, si además de ser “*in vivo*”, añadimos un requisito más, como el tipo de rehabilitación: implanto-soportada.

La mayoría de los artículos revisados no eran sobre implantes, sino sobre dientes, y los pocos encontrados, no eran “*in vivo*”, sino que empleaban el análisis de elementos finitos , u otros métodos de laboratorio.

El tipo de rehabilitación que se ha considerado más indicado para el presente trabajo de investigación: implanto-soportada atornillada, limita considerablemente la elección de un método. Como ya comentamos anteriormente: pese a que el material que se emplea para cubrir el orificio de entrada al tornillo de fijación es el mismo que el que constituye las restauraciones, no puede considerarse susceptible de estudio, dado que su tratamiento superficial y curado no es igual que el del resto del recubrimiento

estético. Por esta razón, hemos considerado a las **cúspides activas**, como elementos a estudiar, descartando las superficies oclusales.

El protocolo que se ha llevado a cabo, se ajusta a otros previos:

En primer lugar, las impresiones se toman con silicona de adición, tal y como recomiendan otros autores, por la precisión y escasa modificación dimensional, comparada con otros materiales empleados para la obtención de registros.^(145,150-53)

Se vacían en escayola. Consideramos este material, porque pese al error que incorpora su cambio dimensional (hasta 9 micras más que los metálicos), el tamaño muestral no es muy grande, y matemáticamente, este defecto se limita.

Conseguir una posición espacial reproducible, es uno de los mayores problemas al que nos enfrentamos. Tras lograr una ubicación fija y tras obtener las imágenes, lo que analizamos, es el arco descrito por la cúspide a estudiar. Para este tipo de registros, emplearemos la microscopía, óptica y metalográfica (a diferencia de la mayoría de la bibliografía consultada, donde el microscopio electrónico de barrido, y el perfilómetro, son los instrumentos más utilizados).(140,153) Mediante el software del programa **Autocad Architectural Desktop 3.3.**, obtenemos el valor de radio que describe ese arco.

Pese a ser cuantificable, la unidad de las mediciones no son en micras, como suele ser habitual en los estudios de esta índole, sino que se aplica una escala designada de forma aleatoria, aplicándola a todas las medidas.

Debido a que el desgaste y erosión se dan en toda las superficies dentarias de las restauraciones, en diferente medida, establecer puntos de referencia se complica, dificultando la lectura de las mediciones. Por ello se se duplica el arco inicial, para no añadir ningún cambio en la cuerda del mismo.

El arco se traza con tres puntos, y posteriormente se copia y superpone a las sucesivas imágenes.

Sin duda, el trazado del arco con sólo tres puntos, es un error que sería deseable se eliminara. No obstante, al tratarse de un estudio comparativo entre las medias de una misma muestra (Test T- Student Pareada), el resultado

obtenido, nos revela que es **estadísticamente significativo** ese desgaste, para $p_i < 0,05$.

Nos puede llamar la atención que los valores de los grupos controles son siempre menores que los proporcionados por Cristobal+. Esto se debe a que las cúspides control, pertenecen a dientes cuya anatomía (cúspides palatinas de premolares superiores, caninos, o cúspides vestibulares de premolares superiores) son más convexas que las que componen la muestra a estudiar (molares principalmente).

Es de destacar que la resistencia a la abrasión es menor en los últimos registros (a los 12 meses), lo cual nos hace pensar que pudiera deberse a un fenómeno de pérdida del relleno, causado por una acción cíclica de las cargas que provocan el crecimiento y confluencia de las microfracturas (debidas muy probablemente a la hidrólisis física, a la descomposición del silano, a la naturaleza de la matriz- recordemos que la matriz es particularmente delicada frente a la humedad-, o a la combinación de estos factores). Lo cual, podría favorecer la sorción de agua del medio, con la consecuente merma de sus propiedades mecánicas.^(140,141,173)

Se ha pensado en esta posibilidad, dado que los resultados relativos a la retención de placa, hacen dudar acerca de una pérdida de pulido, acompañado de mayor rugosidad. De igual modo, los aportados por la reflectancia superficial, también podrían enfocar la explicación desde este punto de vista.

Sería interesante, comparar distintos composites reforzados con distintos grados y técnicas de pulido, para arrojar más información sobre su verdadera repercusión en el desgaste en clínica.

5.1.2. ESTABILIDAD ESTÉTICA

Cuantificar una propiedad como la estabilidad estética, ofrece una gran dificultad. Si a esto le añadimos, la complejidad de hacerlo sobre muestras “in vivo”, nos obliga a considerarlo como un estudio meramente descriptivo.

La mayoría de los trabajos de investigación revisados se realizaron “in vitro”, recogiendo datos pre- y post-inmersión de las muestras en soluciones con algún componente de la dieta que pudiera teñir las resinas compuestas.

Para la lectura de los resultados se recurre a la espectroscopía, espectrometría, espectrografía, espectrofotometría y colorimetría.⁽¹⁷⁴⁻¹⁸⁶⁾

Hasta el momento, los planteamientos para el registro del color se basan en los siguientes procedimientos:

- La elección visual y comparativa de los colores mediante los dientes de muestra de color que están dispuestos en el espacio cromático tridimensional según un principio lógico de ordenamiento (guías de color).
- La medición del color mediante sistemas mecanizados y ayudados por ordenador (sistema-CCS, Computer Colour Search, Shofu-Minolta®, según M. Yamamoto).
- A través de colorímetros: “Shade Eye” (Shofu®), Dr. Lange MicroColor Tristimulus Colorimeter, y Gardner XL20 Tristimulus Colorimeter (Gardner Lab® Inc, Bethesda, Maryland, USA).(187-190)

Estas opciones se basan en el sistema de color tridimensional expuesto por Albert H. Munsell (1858-1918): Hue (tono), value (claridad), chroma (intensidad).

Hay autores que consideran que es a partir del primer mes, cuando se regulan los niveles de absorción y solubilidad, y por tanto, cuando los niveles de estabilidad estética se normalizan.⁽¹⁸⁶⁾

Otros consideran que como a partir de las 24 horas, se producen fenómenos de tinción, se pueden realizar mediciones en periodos de tiempo mucho más cortos.

Independientemente de cuándo se tomen los registros, aquellos estudios en los que se comparan resinas reforzadas, con porcelanas o dientes naturales, los resultados son siempre los mismos: la menor estabilidad estética es para las resinas. Si bien, los composites termo- y fotopolimerizables, son los que menos alteraciones presentan, seguidos de los termo-, foto- y autocurados.

En cuanto a las causas, se barajan distintas hipótesis: cualquier fallo en la polimerización, manipulación, composición y unión de sus componentes pueden llevar a la aparición de elementos orgánicos en la superficie, y

consecuentemente un “amarilleamiento” del material. Son muchos los que apoyan y corroboran dichas causas, destacando los factores endógenos sobre los exógenos, y restando importancia a la erosión; sin embargo, otros defienden lo contrario. Gurdal y Stober recomiendan que se empleen con cierta prudencia, a la espera de que en el futuro se rectifique y mejore la actual situación de los composites, pues consideran que aún queda mucho por hacer.^(130,164,182)

Resulta muy complejo reunir las condiciones para un correcto registro “in vivo”. La elección del luxómetro se debe a su alta fiabilidad, uso sencillo, y manejabilidad.

Es necesario comentar brevemente una serie de conceptos: Hemos empleado para la obtención de los resultados un luxómetro. Es este instrumento, un medidor de intensidad de luz, es decir, registra la reflectancia.^(37,130,131) Para poder comprenderlo mejor, recordaremos que:

- Según el ángulo sólido proyectado, y la superficie sobre la que incide un haz de luz, así será la cantidad de lúmenes recibidos en un punto de observación (luminancia). Su unidad es el nit, o candelas/m².
- En cambio, la cantidad de lúmenes incidente por metro cuadrado en una superficie, se mide en luxes, y depende de la intensidad lumínica de la fuente, la distancia y orientación de la superficie respecto a la fuente. Es lo que se conoce como iluminancia.
- Si comparamos los lúmenes que inciden en una superficie, iluminancia, con los que ésta refleja, luminancia; hablamos de reflectancia. Su unidad es el lux (lx).

Ante la pérdida de pulido, la reflexión ofrecerá una luz más difusa, sobre todo, en superficies curvas. Pero también hay otros factores que repercuten en la pérdida de reflexión, como la decoloración interna, y externa.

- La decoloración interna, puede ser producida por el uso de termocurado (para lograr un mayor grado de conversión), o por fenómenos de hidratación, lo que provoca un ligero cambio del color, apenas perceptible al ojo humano, pero que mediante colorímetros, se registra en fases iniciales.
- Respecto a la decoloración externa, se debe al reblandecimiento del polímero, presencia de superficies rugosas, pérdida del relleno, y/o menor grado de conversión. Se trata de tinciones de tipo superficial que se eliminan con el pulido.

Los resultados obtenidos muestran una pérdida significativa de reflexión en las superficies vestibulares de los especímenes estudiados.

Llama la atención que los valores más bajos, obtenidos con la fuente de luz de 75W, se da entre el tercer y sexto mes, y entre éste y el año. Sin embargo, con la bombilla de 40 W, es entre estos intervalos, cuando las diferencias son menores.

Estos datos obtenidos (con la fuente lumínica de 75W), hacen pensar que los factores endógenos-composición son realmente más relevantes, pues cualquier alteración en la interfase relleno/matriz facilita la incorporación de agua. Esto hace que la reflectancia de las zonas micromorfológicas más irregulares del diente, sea una multitud de pequeños rayos de menor intensidad, de dirección aleatoria.

Pese a intentar obtener los datos, posicionando al paciente en la misma posición siempre, es un error añadido a considerar, ya que es un factor de difícil materialización. No obstante, la ubicación del captador del luxómetro, sí resultaba más reproducible, al contar una llave de silicona para cada espécimen, y fijar su posición a una misma distancia del borde incisal de los mismos.

Los resultados tan bajos registrados en los sectores más posteriores, tienen su explicación, por la posición del paciente. La incidencia del haz luminoso no era perpendicular a las superficies vestibulares, ya que la fuente se encontraba en el plano paralelo al descrito por el plano vertical del paciente. De este modo, no añadimos más errores, pues la posición, donde la superficie vestibular fuera paralela al del haz luminoso, implica situar la cabeza del paciente en esa misma postura, siempre que se realizaran las mediciones; condición que nos resultaba muy difícil de lograr sin un cabezal (recordamos

que aunque cualquier sillón dental solucionaría este problema, los registros se llevan a cabo en una habitación oscura, y no en una clínica).

El material de blindaje Cristobal+, pese a contar en su composición con un porcentaje de relleno del 70%, partículas de 0,6 micras de diámetro, y una buena dispersión de la fase matriz, así como una escasa sorción acuosa, y alto grado de conversión, y pulibilidad (todo ello, proporcionado por el fabricante), la progresiva pérdida de brillo que presentan las restauraciones de Cristobal+ es muy significativa, para lo que se esperaba, dadas las características y composición del material en cuestión.

No obstante, se añaden otros factores tales como: composición de la saliva, higiene, tipo de curado, dieta, naturaleza del monómero y relleno, rugosidad y dureza; que hace pensar en la sorción acuosa como posible causa de estos resultados.

Sí coinciden estos resultados, con otros estudios, donde reflejan, que pese a esta pérdida de la reflectancia, ésta es más marcada en composites de recubrimiento, que en dientes de acrílico. En el caso de la fuente lumínica de 40W, sí se corresponde con otros autores, que confirman la mayor pérdida de luminosidad, en los primeros estadios, donde la solubilidad y sorción son más marcadas, y donde el relleno se expone en estadios muy tempranos de la colocación de las restauraciones (hasta 15 días).⁽¹⁸²⁻⁹¹⁾

5.1.3. ÍNDICE DE PLACA

El índice de placa valora la cantidad de placa en los dientes, demostrada con soluciones reveladoras. Se trata de un índice reversible. Se descartó el índice de Quigley y Hein (1962), porque abarca una menor superficie a estudiar, mientras que el índice de Higiene Oral (Greene y Vermillón, 1960), limita y define las muestras: superficies vestibulares en 16, 11, 26 y 34; y linguales en 46 y 36. Obtener exactamente especímenes que reúnan esas condiciones “*in vivo*” que además estén restaurados con Cristobal+, resulta harto complejo, por lo que se ha preferido otro método más sencillo, pero no por ello menos exacto.

El Índice de Placa de Quigley-Hein modificado por Tureskey, destaca por su sencillez, y registro fiable.⁽¹³²⁾

Otros métodos, como la electroforesis acompañada con técnicas de densitometría computarizada, empleando el método Bradford para sus mediciones; o el microscopio de barrido láser,..aportan más información sobre la composición de la placa, así como la prevalencia de ciertas proteínas que favorecen la adhesión bacteriana; sin embargo resultan más complejas y requieren más tiempo.⁽¹⁹²⁻²⁰⁷⁾

Este parámetro, íntimamente relacionado con el grado de pulido superficial, rugosidad, tipo de alimentación, composición del medio, hábitos higiénicos, hidrofobicidad del material, así como con la composición del mismo (incorporación de monómeros anticariógenos, flúor, clorhexidina...), aporta unos valores un tanto sorprendentes, ya que la media de los mismos es igual a 0. Tan sólo dos valores del total han sido mayores: Se trata de un paciente, que tras someterse a una intervención de otra índole, complicó el cuidado de su salud bucal. Posteriormente, los valores volvieron a ser menores.^(199,205,207)

Si bien, es cierto, que la motivación e higiene de la muestra era alto, ninguno era fumador, ni padecía patología periodontal alguna; resulta contradictorio confrontar estos resultados con los obtenidos en los apartados anteriores. Por lo que se considera que pueden deberse estos últimos, a la naturaleza de la matriz, silano; o alguna dificultad en la elaboración y manipulación del material, que repercute en sus propiedades mecánicas, en concreto: sorción acuosa, y resistencia al desgaste.

La superficie de los materiales restauradores, presentan características diferentes que pueden condicionar la formación de la película de placa bacteriana, y al acceso de las bacterias para la colonización (conformando distintos tipos de flora bacteriana, según sea el material)⁽²⁰⁴⁾. Así, la rugosidad, y la composición química de la resina compuesta, son factores que intervienen en la adsorción de proteínas salivales y adherencia de las bacterias. No obstante, hay otros autores que no consideran la topografía superficial como condicionante^(200,202), sino que destacan en mayor medida la importancia de la composición, concretamente, del relleno.^(200, 204,207)

5.2. FASE EXPERIMENTAL “IN VITRO”

5.2.1 DUREZA

El concepto dureza se refiere a la resistencia que ofrece un material a la penetración o indentación permanente de su superficie. O lo que es lo mismo: es la resistencia a la deformación plástica y se mide como la fuerza por unidad de superficie de indentación.

Es una propiedad que nos interesa, entre otras, ya que la aparición superficial de pequeñas microgrietas o defectos, reduce la resistencia a la fatiga que ese material ofrece, así como la posibilidad de obtener un buen pulido, requisitos estos imprescindibles para la utilización de un material restaurador en boca.

Los métodos empleados para el registro de la dureza son numerosos: Brinell, Knoop, Vickers, Rockwell y Shore son los nombres de las pruebas de durometría. Todas tienen en común un mismo principio: cuantifican la forma geométrica trazada en la superficie de la muestra a estudiar, por un objeto indentador. Sobre este indentador, actúa una fuerza que produce una muesca simétrica, cuyos valores de profundidad, superficie, o anchura, se registran microscópicamente, datos que se correlacionan con unos valores tabulados. Los matices entre las distintas metodologías se deben a la geometría, carga del indentador y material a estudiar. La forma de un indentador puede ser esférica, cónica o piramidal, y componerse de acero, carburo tungsteno, o diamante. El rango de la carga empleada es amplio, y la elección de una u otra depende de la naturaleza del material a estudiar, del grado de localización que se desee, y de la dureza inicialmente prevista para el mismo.

El término microdureza se refiere a los ensayos realizados con cargas inferiores a 1Kg. El registro de la huella se realiza con un microscopio metalográfico, en el que se usan los métodos de reflexión de la luz y no los de transmisión (microscopía convencional).

El concepto nanodureza se emplean cargas extremadamente pequeñas. Es más indicado para valorar la dureza de superficies microscópicas.

Tanto para uno como para otro se emplean Dureza Knoop o Vickers.

Dadas las características del material, se ha empleado la prueba de durometría de Vickers, porque se trata de un método de fácil realización, rápido, su lectura es directa, y se indica especialmente para muestras pequeñas, con una dureza previsiblemente alta.

Las cargas aplicadas son grandes (comparadas con los 25gr, 300gr, 500g...de otros estudios), ya que a cargas menores de 1Kg, no quedaban registradas las deformaciones, y a cargas mayores de 5Kg, se deformaba el soporte del material (la velocidad era constante para ambas). Cada probeta se sometió a una misma carga, repetida diez veces, con el fin de reducir los errores debidos a la naturaleza heterogénea del material.⁽²⁰⁷⁻²¹⁷⁾

Los resultados coinciden con los logrados por otros autores, pues cada vez, se consiguen composites con valores de dureza y dureza Vickers, más parecidos a los del esmalte, alejándose de la dentina, logrando así un gran avance.^(37,84,207-219)

Pese a poseer una composición compleja, Cristobal+ no muestra resultados significativamente distintos, por muestra, lo cual nos permite obtener un gran intervalo de confianza, a dos cargas distintas. O lo que es lo mismo: Queríamos saber, si de 66 probetas confeccionadas, al escoger cuatro al azar, el rango de confianza era o no aceptable. Es decir, es la probabilidad de que al elegir una muestra al azar, su dureza y dureza Vickers, tendrán valores comprendidos entre los recogidos en el presente estudio de investigación.

La dureza es una propiedad mecánica que guarda gran relación con la fracción volumétrica del relleno, y en menor medida, con la dureza de sus partículas, la profundidad de la fotopolimerización, el grado de pulibilidad y con la resistencia a la abrasión (desgaste abrasivo).

Los altos valores obtenidos (pues las cargas aplicadas también son grandes), corrobora la posible hipótesis de que sea algún problema a nivel de la composición, principalmente del silano-interfase matriz y relleno, lo que hace que el material presente mayor desgaste y sorción acuosa. Tanto el porcentaje de relleno, como la dureza del mismo, la erosión, rugosidad superficial, o pérdida de pulido no parecen ser las causas principales de la pérdida de material a lo largo del tiempo, sin embargo, la pérdida del relleno tras aplicarle cargas cíclicas por fracaso del agente de unión a la matriz, o bien, la naturaleza de la misma (matriz), pueden ser los detonantes que provoquen un mayor desgaste por sorción acuosa (propiedad química que se altera en presencia de resina inbida sin protección), desgastándose más de lo esperado.

5.2.2.. COMPORTAMIENTO ELÁSTICO

La absorción de agua, la contracción de polimerización de las resinas, cambios térmicos, cargas cíclicas, así como los distintos tipos de unión (enlace metálico por un lado, enlace covalente por otro), y la diferencia en el comportamiento expansivo de ambos materiales, hacen que la unión metal-resina, no resulte todo lo estable que nos gustaría⁽²²⁰⁻²²⁵⁾

Con el propósito de lograr una buena unión metal-resina, se emplean distintos métodos. En un principio, se creaban macroretenciones (perlas, esferas, redes, perforaciones,...); que posteriormente se reemplazaron por la aparición de sistemas capaces de lograr microretenciones (chorreado con corindón, sistemas electrolíticos en aleaciones con metales no nobles, esferas de vidrio con distribución específica del tamaño de su grano -*Nano-Dental 2000*[®]-), hasta llegar a la adhesión química.

Lograr compatibilizar dos tipos de enlaces: el metálico de las aleaciones, con el covalente de las resinas, requiere la aplicación adicional de capas inorgánicas sobre las subestructuras (acondicionamiento de superficie, o silicatización), con el fin de conseguir moléculas bifuncionales que se unan a los grupos metacrilatos de los monómeros de las resinas y al silano aplicado a la superficie metálica (silanización).

El acondicionamiento de las superficies metálicas consigue modificar la textura de las mismas, mayor superficie, mayor humectación, reduce el ángulo de contacto, rompe la tensión superficial, y actúa también como barrera de acceso a la interfase. Su problema estriba en que la adhesión depende de la composición de la aleación.

Son múltiples los estudios realizados sobre este tipo de unión [(sistemas inorgánicos como: Silicoater, SilicoaterMD, Siloc(Heraeus-Kulzer[®]), o Rocatec (Espe[®]), sistema OVS (Dentsply De Trey[®]); así como ciertos primers orgánicos (Specktra Link, HLC Bond, Targis Link-Ivoclar[®] - o Metal Primer II-GC[®]-, Alloy Primer-Kuraray[®])], y una gran parte de ellos, comparan distintas técnicas, y a la vez, los combinan o no con sistemas de retención adicional (macro/microrretención).

Partiendo de una realidad que se da siempre que se efectúan revisiones sobre distintas propiedades de los materiales dentales, como es la falta de standarización de los métodos: de unos trabajos a otros varían las aleaciones, los composites, las cargas...Los resultados ofrecidos son un tanto contradictorios: por un lado encontramos autores que afirman que no han observado resultados significativamente distintos entre ellos, y por otro, aquellos que consideran que los diferentes sistemas proporcionan grados de resistencia variables.

Mencionar algunas puntualizaciones como que el sistema Superpont C+B con retención macromecánica, se despega con más facilidad que el Targis Link con retención química, sólo. O que Targis y Solidex, son mejores que Artglass. O bien Superacryl, con retención mecánica sólo, ofrece peores resultados que Artglass, con retención química y mecánica.

Hay autores que descartan la silanización como medio de unión química, pues no presenta las uniones convenientes como son los grupos Si-OH, Al-OH , si bien, otros sólo lo consideran una forma de humectación, y algunos lo estiman crucial. Con respecto a esta última postura, hay que añadir que dichos autores, inicialmente fresan o chorrean las superficies metálicas, y

es entonces cuando graban (con ácido fluorhídrico, ácido fosfórico, o cloruro férrico) las subestructuras de las muestras.⁽²²²⁻²³⁴⁾

No obstante, hay unanimidad de criterios a la hora de la evaluación **clínica**, en dos conceptos:

- Dada la diferencia de coeficientes de expansión térmica entre resina-aleación, en la interfase se crean zonas de stress, que favorecen el despegamiento. Aunque todos los fabricantes de resinas compuestas no lo indican específicamente, el chorrear (con corindón de 50, 110, 250 micrómetros, a 3-5 bares), o fresar las superficies, mejora los resultados.
- Conviene puntualizar que hay aleaciones como las de plata-paladio, en las que se recomienda fresar, ya que el chorreado no crea “socavados”.

Mientras que otras como las compuestas por cromo-níquel, al ser más duras, aportan mejores resultados con el arenado, al igual que el titanio; ya que de esa manera se elimina la capa de alpha-case, generada durante el colado, descartando el fresado por el posible riesgo de modificar el grosor de la subestructura.

Sin embargo, las aleaciones con contenido de metal noble, ofrecen menor adhesión por la ausencia de la capa de óxido de cromo, que desempeña un papel importante en medios húmedos, a altas temperaturas, y frente a otras propiedades físicas y mecánicas.⁽²²⁷⁻²³⁴⁾

La unión metal-cerámica es muy superior a la de los revestimientos constituídos por resinas, produciéndose en éstas, despegamientos de tipo adhesivo, mientras que las porcelanas son de tipo cohesivo-adhesivo.

Los requisitos que debe cumplir una aleación en prótesis sobre implantes son:⁽²²¹⁾

1. Rigidez.
2. Adaptación pasiva.
3. Volumen adecuado.
4. Permitir estética.
5. Bajo coste económico.
6. Intervalo de fusión suficientemente bajo como para no dañar las cofias al sobrecolarlas.

7. Bicompatibilidad.
8. Resistencia a la corrosión
9. Optimizar las aleaciones para soldaduras láser (esta apreciación tiene más bien una perspectiva de cara al futuro).

En el presente estudio, se han comparado dos grupos (uno con macroretención y adhesión química; y otro con adhesión química sólo).

Pese a tratarse de un tamaño muestral pequeño, los resultados recogidos, estadísticamente, son muy significativos (**p<0,01**) coincidiendo además con una gran parte de los autores que, actualmente, propugnan la combinación de algún tipo de retención extra, además de emplear la adhesión como técnica de unión.^(225,227,229-234)

VI. CONCLUSIONES

6.1. FASE EXPERIMENTAL “IN VIVO”

1. Tras doce meses de ubicación en boca, las rehabilitaciones implanto-soportadas atornilladas recubiertas con el composite reforzado *Cristobal+* muestran un mayor **desgaste**, comparadas con los dientes naturales adyacentes, **estadísticamente significativo** ($p_i < 0,05$).
El período en el que se acentúa esa pérdida de la estabilidad dimensional, es entre los **tres y los seis meses** desde su colocación en boca.
2. Al cabo de un año, las restauraciones presentan una **inestabilidad estética estadísticamente significativa** ($p_i < 0,01$), ante los dos tipos de fuentes lumínica empleadas: 75W y 40W.
La **pérdida de reflectancia**, con la fuente lumínica de **75W**, es mayor en el período comprendido entre los **tres y los seis meses**, mientras que con el haz luminoso de **40W**, ese intervalo abarca los **cero y los tres meses**.
3. Presenta un **excelente comportamiento** frente a la retención de **placa bacteriana**. Por tanto el composite reforzado *Cristobal+*, **puede** considerarse como un buen material de revestimiento de prótesis implanto-soportadas, ante **compromisos periodontales**.

6.2. FASE EXPERIMENTAL “IN VITRO”

4. Los valores de Dureza y Dureza Vickers aportados, son aún **mejores que los presentados por otros composites reforzados** empleados como revestimiento estético de aleaciones en prótesis fijas, para un intervalo de confianza igual al **95%**.
5. La interfase aleación-resina con macroretención combinada con adhesión química, muestra un **mejor comportamiento mecánico** [$p_i < 0,01$], en comparación a la unión química; siendo en todos los casos insuficiente para soportar cargas masticatorias convencionales.

Sin duda, los composites aún están por optar como material de elección a la hora de seleccionar un recubrimiento para prótesis fijas (ya sean implanto- y/o dento-soportadas) que ofrezca un buen comportamiento mecánico, físico, químico y estético.

Pero hasta entonces, consideramos que para llegar a materializarse dichas expectativas, se debe continuar y abrir nuevas líneas de investigación, tales como el estudio de distintos procesos de composición, manipulación, y pulido de composites reforzados, que aporten soluciones a sus limitaciones, tales como el desgaste, inestabilidad cromática, e interfase aleación-resina, pues como ya apuntamos en la introducción del presente trabajo; las ventajas de este tipo de materiales, son muy destacables (conservación material antagónico, escasa retención de placa bacteriana, uso de un mayor número de aleaciones metálicas,...).

VII. ANEXOS

indensa



BIODUR (NICKEL-FREE)

INSTRUCCIONES DE USO Cr-Co PARA CERÁMICA

CARACTERÍSTICAS:

DENSIDAD	8,4	g/cm ³
INTERVALO DE FUSIÓN	1350	°C
TEMPERATURA DE FUSIÓN	1500	°C
COEFICIENTE DE EXPANSIÓN	aprox. 11×10^{-6}	
DUREZA VICKER HV10	340-380	
RESISTENCIA A LA TENSIÓN Mpa	790	N/mm ²
EXPANSIÓN	>5	%
PRECALENTADO	ca. 1000	°C

VENTAJAS

Gran resistencia a pruebas de roturas y elasticidad.
Trabajos libres de averías.

COMPOSICIÓN QUÍMICA

Cr	W	Mo	Mn	Si	V	Nb	Al	C	Fe	Ni	Co
24-26	8,5-9,5	0,7-1,3	<1	0,8-1,0	0,7-1,3	1,7-2,3	<0,4	<0,1	<1	<0,1	Rest 58-62

**Figura 14. Propiedades aleación de las
rehabilitaciones**

**FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO
PARA REHABILITACIONES IMPLANTO-SOPORTADAS**

Don/Doña (Nombre y dos apellidos del paciente):

De edad: años.

D.N.I. N°:

Domicilio:
C/

C.P.: Localidad:

Don/Doña (Nombre y dos apellidos del representante del paciente)

De edad: años.

D.N.I. N°:

Domicilio:
C/

C.P.: Localidad:

En calidad de
paciente:

de D/Dña (Nombre y dos apellidos del

DECLARO

Que el/la Doctor/a:

(Nombre y dos apellidos del facultativo que proporciona la información)

Con N° COLEGIADO:

1. Me ha explicado que es conveniente proceder en mi situación, a la colocación de una prótesis fija: implanto-soportada, con el propósito de reponer los dientes ausentes.
2. Dicho procedimiento se iniciará una vez haya transcurrido el período de oseo-integración. Tras lo cual, se colocarán los pilares y se tomarán las impresiones, para la confección de la prótesis.
3. Entiendo que la colocación de la prótesis no constituye el acto final del tratamiento, sino que es necesario un proceso de adaptación que puede exigir retoques iniciales, así como revisiones periódicas, para su cuidado y mantenimiento. También me ha explicado cómo debo cuidar y limpiar la prótesis-se adjunta hoja de mantenimiento-.
4. El facultativo me ha explicado con todo detalle y claramente que ,en concreto, este tipo de rehabilitaciones, se confeccionará con un material nuevo de recubrimiento estético (resina reforzada). Esto supone la elección de una prótesis implanto-soportada atornillada, con el fin de solventar con más facilidad cualquier problema que pueda surgir, tales como: desprendimiento del material, tinciones severas del mismo, o en el caso de no cumplir con sus expectativas (función masticatoria y estética), reemplazarlo por porcelana.
5. De igual modo, también he sido informado de las ventajas que podría ofrecer el empleo de este material (si el resultado es positivo), logrando menor desgaste de los dientes antagónicos, y menor sobrecarga de los implantes, sin afectar a la estética y función de las prótesis.
6. El facultativo, me ha explicado con claridad las ventajas e inconvenientes de este tipo de tratamientos, así como las posibles alternativas de tratamiento ante un inconveniente o fracaso.
7. He comprendido las explicaciones que se me han facilitado en un lenguaje claro y sencillo, y el facultativo que me ha atendido me ha permitido realizar todas las observaciones y me ha aclarado todas las dudas que le he planteado.
8. También entiendo que, en cualquier momento y sin necesidad de dar ninguna explicación, puedo revocar el consentimiento que ahora presto.
9. Por ello, manifiesto que estoy satisfecho con la información recibida y que comprendo el alcance y los riesgos del tratamiento.

En tales condiciones:

CONSIENTO

Que se me practique TRATAMIENTO IMPLANTO-PROTÉTICO CON REVESTIMIENTO CRISTOBAL+(DENTSPLY DETREY)®

En (LUGAR):

A fecha de:

Fdo.: El/la ODONTÓLOGO/A:

Fdo.: El PACIENTE:

REVOCACIÓN

Don/Doña (Nombre y dos apellidos del paciente):

De edad: años.

D.N.I. N°:

Domicilio:

C/

C.P.:

Localidad:

Don/Doña (Nombre y dos apellidos del representante del paciente)

De edad: años.

D.N.I. N°:

Domicilio:

C/

C.P.:

Localidad:

En calidad de
paciente:

de D/Dña (Nombre y dos apellidos del

Revoco el consentimiento prestado en fecha _____ y no deseo proseguir el tratamiento, que doy con esta fecha por finalizado.

En (LUGAR):

A fecha de:

Fdo.: El/la Odontólogo/a

Fdo.: El Paciente

PACIENTES	EDAD	SEXO	TIPO IOI	NEM	LOCALIZACIÓN	PLATAFORMA	PILAR	ADITAMENTOS
PACIENTE 1	37	MUJER	B	1	36	REGULAR PLATAFORMA	MIRIS CONE	DCA-699-0703-0707-0723-0729-0731-0734-671-0
PACIENTE 2	57	VARON	1	2	36,37	REGULAR PLATAFORMA	SVN OCTA	048-661/017 V4/ 660 V4/ 350
PACIENTE 3	59	MUJER	3i	3	14,15,17	2R.P.; 1W.P.	MULTI UNIT	210C-12; WIP 55; LANV 5; LLA 20; SCA 001; SWICA 53; CAOC 5; GSH 30
PACIENTE 4	62	MUJER	B	3	45,46,47	REGULAR PLATAFORMA	MULTI UNIT	28255-254/261/262/668/782
PACIENTE 5	68	MUJER	B	7	15-25	REGULAR PLATAFORMA	MULTI UNIT	26260/261; 29090/110/285
PACIENTE 6	47	MUJER	B	1	46	REGULAR PLATAFORMA	UCLA	DCA 448-0; DCD 084-0; C-2800NER
PACIENTE 7	46	MUJER	B	5	36,37/45-47	2R.P.-3W.P.	MULTI UNIT	29110/092/090/111/04/044/043
PACIENTE 8	27	MUJER	RST	1	46	REGULAR PLATAFORMA	UCLA	61177; 61911; 61072
PACIENTE 9	29	MUJER	RST	1	45	WIDE PLATAFORMA	UCLA	61181; 61098; 61074
PACIENTE 10	59	MUJER	B	3	14,15,16	REGULAR PLATAFORMA	MULTI UNIT	29090; 29110; 29043

B = Bettemark, I = I.T.I., 3i = 3i, RST = Replace Select Tapered

Tabla 2. Relación pacientes-aditamentos protéticos

DESGASTE	0 MESES	1MES	3MESES	6 MESES	12 MESES
M3	4093	5154	5932	6295	6744
M4	4091	4883	5280	5836	6127
M5	1555	1802	1958	2888	3724
M1C	2228	2541	2553	2555	2629
M8	2504	3493	4338	4852	5209
M9	5484	5980	6753	8588	9972
M10	8076	8672	9573	9854	10261
M2C	3271	2480	3467	3402	3480
M11	4558	4702	6180	6924	7453
M12	6057	7570	8553	9352	10262
M13	4097	6189	7453	8410	9123
M3C	3803	3897	3902	3905	3990
M14	3376	4178	4999	5707	7809
M15	7623	8290	8911	9520	10123
M16	5894	6202	7350	8750	9102
M4C	4974	5020	5072	5079	5101
M17	1309	1898	2001	2982	3313
M18	3039	4152	4306	4607	5361
M19	3149	3418	3615	4209	5607
M5C	1454	1462	1463	1482	1490
M20	1777	1946	2044	2510	3292
M6C	2837	2953	3201	3260	3339
M21	4478	4917	5755	8024	8437
M7C	2256	2585	2672	2709	2851
M22	1818	2149	3269	3707	4079
M8C	1450	1510	1552	1580	1600
M23	3764	4439	5797	7201	7604
M9C	1183	1190	1201	1212	1230
M24	4004	5024	5633	6395	8179
M25	4720	5270	6277	7535	7842
M26	8291	9637	10811	12794	12902
M10C	4870	4873	4880	4921	4980
M27	8725	10135	10353	11899	13212
M28	8807	9248	10623	11727	13199
M11C	8332	8345	8360	8378	8430
M29	6113	7227	7606	8303	9020
M30	3935	4790	5718	6200	6880
M12C	4300	4360	4378	4390	4407

Tabla 3. Datos Desgaste por Muestra

Muestras	Control 0	Cristobal 0	Control 1	Cristobal 1	Control 3	Cristobal 3	Control 6	Cristobal 6	Control 12	Cristobal 12
Paciente 1	2750	4300	2510	4997	2960	5639	2978	6385	3054	7006
Paciente 2	3805	4904	3897	6154	3902	7395	3905	8229	3990	8946
Paciente 3	4974	5631	5020	6223	5072	7087	5079	7992	5101	9011
Paciente 4	1454	2499	1462	3156	1463	3307	1482	3933	1490	4760
Paciente 5	2837	1777	2853	1947	3201	2044	3260	2510	3339	3292
Paciente 6	2256	4478	2565	4917	2672	5755	2709	8024	2851	8437
Paciente 7	1450	1818	1510	2149	1552	3269	1580	3707	1600	4079
Paciente 8	1183	3764	1190	4439	1201	5797	1212	7201	1230	7604
Paciente 9	6601	6909	6609	7867	6620	8739	6650	10070	6705	11066
Paciente 10	4300	5024	4360	6008	4378	6662	4390	7251	4407	7950

Tabla 4. Datos Desgaste por Paciente

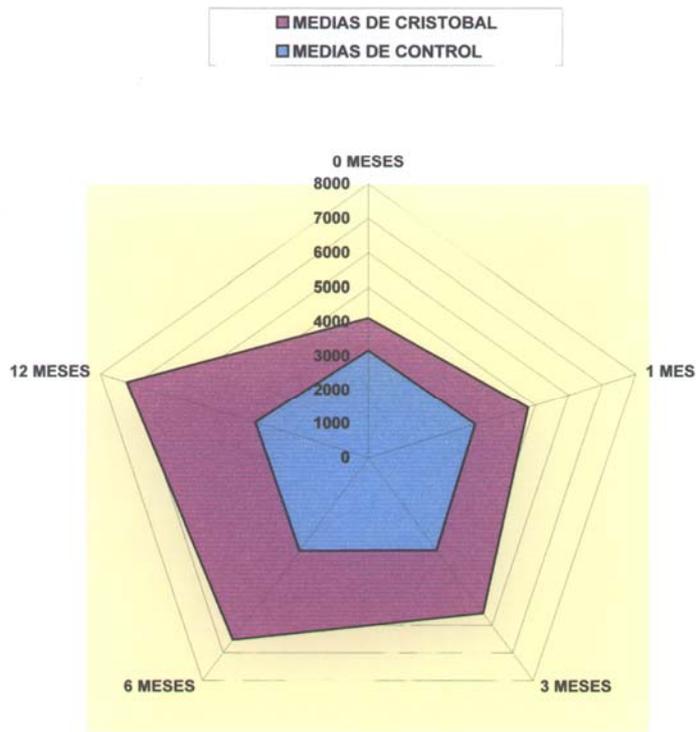


Fig. 30. Desgaste Cúspides Activas

DESCRPTIVA BASICA
The Means Procedure

Variable	Label	N	Mean	Std Dev	Minimum	Maximum
Control_0	Control 0	10	3161.5C	1763.71	1183.00	6601.00
Control_1	Control 1	10	3159.6C	1726.99	1301.00	6620.00
Control_2	Control 2	10	3202.1C	1723.41	1301.00	6620.00
Control_3	Control 3	10	3224.3C	1726.29	1320.00	6703.00
Control_4	Control 4	10	3242.5C	1726.29	1320.00	6703.00
Control_5	Control 5	10	4110.4C	1872.20	1777.00	6929.00
Control_6	Control 6	10	4189.7C	1908.21	1841.00	7867.00
Control_7	Control 7	10	4280.2C	1926.87	2310.00	10070.00
Control_8	Control 8	10	4530.3C	2395.87	2310.00	10070.00
Control_9	Control 9	10	4530.3C	2395.87	2310.00	10070.00
Control_10	Control 10	10	4530.3C	2395.87	2310.00	10070.00
Control_11	Control 11	10	4530.3C	2395.87	2310.00	10070.00
Control_12	Control 12	10	7215.1C	2481.53	3292.00	11066.00

The T-Test Procedure
STATISTICS

Difference	N	Lower CI		Upper CI		Lower CI	Std Dev	Upper CI	Std Err
		Mean	Mean	Mean	Mean				
Control_0 - Control_1	10	-1683	949.4	-210.7	710.28	1032.6	1881.2	326.65	
Control_1 - Control_2	10	-2411	-1586	-781.4	790.84	1152.8	2104.6	394.55	
Control_2 - Control_3	10	-3235	-2287	-1199	1028.7	1482.7	2728.1	472.04	
Control_3 - Control_4	10	-4539	-2508	-1878	1279	1883.3	3244.6	688.01	
Control_4 - Control_5	10	-8109	-2528	-2588	1231.4	1778.7	3241.7	681.53	

T-TESTS

Difference	DF	T VALUE	P > T
Control_0 - Control_1	9	-2.91	0.0174
Control_1 - Control_2	9	-4.35	0.0018
Control_2 - Control_3	9	-4.80	0.0009
Control_3 - Control_4	9	-6.84	<.0001
Control_4 - Control_5	9	-6.84	<.0001

Tabla 5. Análisis Estadístico Desgaste

MUESTRAS	75w				40w					
	0 MESES	1 MES	3 MESES	6 MESES	12 MESES	0 MESES	1 MES	3 MESES	6 MESES	12 MESES
M1	190	185	165	157	140	50	45	30	28	14
M2	188	175	162	150	137	47	30	25	16	9
M3	191	185	172	160	142	50	43	35	24	18
M4	175	160	155	147	130	42	27	23	15	9
M5	165	160	155	145	120	40	23	19	13	6
M6	195	192	170	160	145	45	37	27	10	8
M7	185	175	160	155	140	40	37	25	12	10
M8	180	175	160	150	130	37	30	20	12	9
M9	150	135	120	115	105	35	25	18	10	8
M10	140	130	125	115	105	30	25	12	12	8
M11	164	160	150	130	105	52	47	35	28	17
M12	156	130	120	95	87	42	35	25	17	12
M13	148	127	115	85	72	37	25	20	18	10
M14	169	165	136	130	124	45	32	23	17	10
M15	160	152	140	122	114	38	30	20	14	10
M16	147	135	120	105	90	30	24	17	15	9
M17	156	142	135	120	107	50	42	38	35	24
M18	150	140	127	107	93	42	38	35	28	20
M19	110	95	90	83	72	29	25	19	15	12
M20	149	139	126	105	90	35	27	20	15	11
M21	152	150	140	125	105	42	40	35	22	18
M22	135	120	115	109	97	37	32	25	20	18
M23	140	132	123	103	97	32	24	18	15	12
M24	152	150	149	146	145	40	35	21	18	10
M25	130	120	114	104	82	32	20	17	15	9
M26	147	140	124	112	93	27	20	18	10	9
M27	148	146	123	104	98	29	19	16	13	10
M28	145	143	125	105	92	25	20	17	12	10
M29	149	147	134	123	110	37	26	20	13	10
M30	145	139	130	118	94	31	24	16	14	9

Tabla 6. Datos Reflectancia por Probeta

INTERVALO DE TIEMPO	MEDIA 75 W	MEDIA 40 W
0 MES	157,033	38,267
1 MES	148,133	30,233
3 MESES	136	22,967
6 MESES	122,833	16,867
12 MESES	108,7	11,633

Tabla 7. Comparación Reflectancia Temporal entre 40-75W

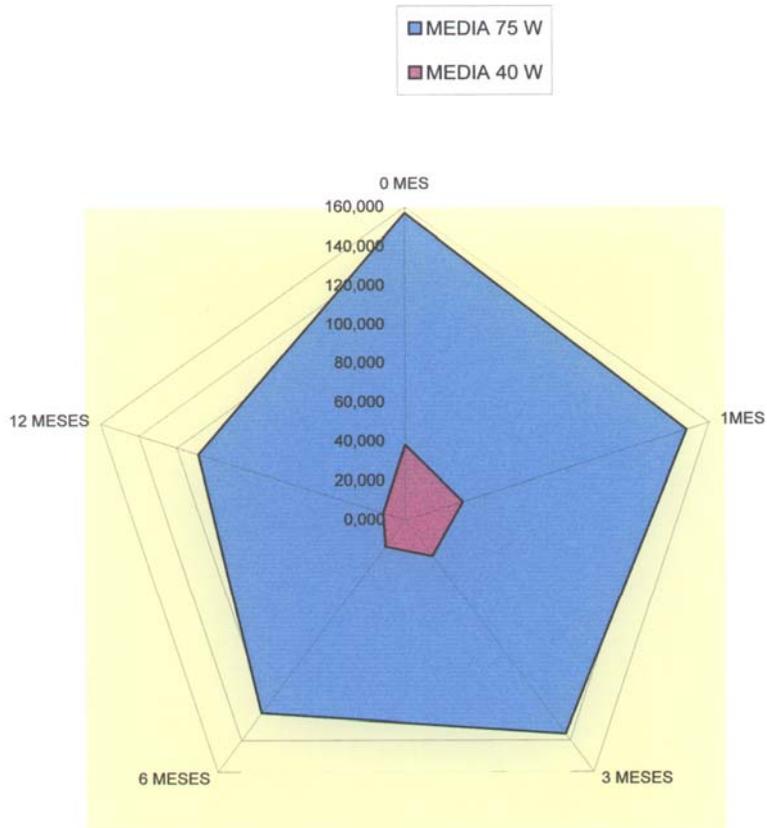


Figura 31. REFLECTANCIA ENTRE 75W-40W

ANOVA UNIFACTORIAL DE MEDIDAS REPETIDAS (W75)

The GLM Procedure
 Repeated Measures Analysis of Variance
 Analysis of Variance of Contrast Variables

tiempo_N represents the nth successive difference in tiempo

Contrast Variable: tiempo_1

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Mean	1	2376.300000	2376.300000	66.60	<.0001
Error	29	1034.700000	35.679310		

Contrast Variable: tiempo_2

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Mean	1	4416.533333	4416.533333	114.00	<.0001
Error	29	1123.466667	38.740230		

Contrast Variable: tiempo_3

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Mean	1	5200.833333	5200.833333	122.60	<.0001
Error	29	1230.166667	42.419540		

Contrast Variable: tiempo_4

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Mean	1	5992.533333	5992.533333	169.80	<.0001
Error	29	1023.466667	35.291954		

Tabla 8. Análisis Estadístico Estabilidad Estética

ANOVA UNIFACTORIAL DE MEDIDAS REPETIDAS (W40)

The GLM Procedure
 Repeated Measures Analysis of Variance
 Analysis of Variance of Contrast Variables

tiempo_N represents the nth successive difference in tiempo

Contrast Variable: tiempo_1

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Mean	1	1936.033333	1936.033333	127.32	<.0001
Error	29	440.966667	15.205747		

Contrast Variable: tiempo_2

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Mean	1	1584.133333	1584.133333	124.21	<.0001
Error	29	369.866667	12.754023		

Contrast Variable: tiempo_3

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Mean	1	1116.300000	1116.300000	74.47	<.0001
Error	29	434.700000	14.989655		

Contrast Variable: tiempo_4

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Mean	1	821.6333333	821.6333333	85.29	<.0001
Error	29	279.3666667	9.6333333		

Tabla 8. Análisis Estadístico Estabilidad Estética(40W)

The MEANS Procedure

Variable	Label	N	Mean	Std Dev	Minimum	Maximum
w75m0	w75m0	30	157.0333333	19.8971205	110.0000000	195.0000000
w75m1	w75m1	30	148.1333333	21.9886073	95.0000000	192.0000000
w75m3	w75m3	30	136.0000000	19.8581174	90.0000000	172.0000000
w75m6	w75m6	30	122.8333333	22.5328623	83.0000000	160.0000000
w75m12	w75m12	30	108.7000000	21.8255624	72.0000000	145.0000000
w40m0	w40m0	30	38.2666667	7.4367834	25.0000000	52.0000000
w40m1	w40m1	30	30.2333333	8.0029449	19.0000000	47.0000000
w40m3	w40m3	30	22.9666667	6.8605988	12.0000000	38.0000000
w40m6	w40m6	30	16.8666667	6.1852624	10.0000000	35.0000000
w40m12	w40m12	30	11.6333333	4.2384393	6.0000000	24.0000000

Tabla 8. Análisis Estadístico Estabilidad Estética

Muestra	F (N)	2a (m)	2a (m)	2a media	H dureza	Hv Vickers
Muestra 1						
M1-5kg	49	3,68E-04	3,53E-04	3,61E-04	786,46	729,21
M1-5kg	49	3,54E-04	3,68E-04	3,61E-04	723,65	670,97
M1-5kg	49	3,84E-04	3,59E-04	3,71E-04	760,39	705,03
M1-5kg	49	3,63E-04	3,58E-04	3,60E-04	764,65	708,98
M1-5kg	49	3,54E-04	3,60E-04	3,57E-04	756,17	701,12
M1-5kg	49	3,65E-04	3,68E-04	3,67E-04	723,65	670,97
M1-5kg	49	3,44E-04	3,50E-04	3,47E-04	800	741,76
M1-5kg	49	3,37E-04	3,46E-04	3,41E-04	818,6	759,01
M1-5kg	49	3,50E-04	3,53E-04	3,52E-04	786,46	729,21
M1-5kg	49	3,50E-04	3,64E-04	3,57E-04	739,64	685,8
						H=770±10
						Hv=710±10
M1-1kg	9,8	1,57E-04	1,67E-04	1,62E-04	702,79	651,62
M1-1kg	9,8	1,60E-04	1,64E-04	1,62E-04	728,73	675,68
M1-1kg	9,8	1,62E-04	1,63E-04	1,62E-04	737,7	684
M1-1kg	9,8	1,62E-04	1,68E-04	1,65E-04	694,44	643,89
M1-1kg	9,8	1,59E-04	1,55E-04	1,57E-04	815,82	756,43
M1-1kg	9,8	1,61E-04	1,67E-04	1,64E-04	702,79	651,62
M1-1kg	9,8	1,67E-04	1,65E-04	1,66E-04	719,93	667,52
M1-1kg	9,8	1,81E-04	1,82E-04	1,82E-04	591,72	548,64
M1-1kg	9,8	1,70E-04	1,59E-04	1,64E-04	775,29	718,84
M1-1kg	9,8	1,57E-04	1,69E-04	1,63E-04	686,25	636,29
						H=720±20
						Hv=660±20
Muestra 2						
M2-5kg	49	3,36E-04	3,22E-04	3,29E-04	945,18	876,37
M2-5kg	49	3,49E-04	3,53E-04	3,51E-04	786,46	729,21
M2-5kg	49	3,45E-04	3,56E-04	3,51E-04	773,26	716,97
M2-5kg	49	3,30E-04	3,25E-04	3,28E-04	927,81	860,27
M2-5kg	49	3,55E-04	3,50E-04	3,52E-04	800	741,76
M2-5kg	49	3,50E-04	3,50E-04	3,50E-04	800	741,76
M2-5kg	49	3,66E-04	3,49E-04	3,58E-04	804,59	746,02
M2-5kg	49	3,58E-04	3,51E-04	3,55E-04	795,45	737,54
M2-5kg	49	3,40E-04	3,60E-04	3,50E-04	756,17	701,12
M2-5kg	49	3,78E-04	3,67E-04	3,72E-04	727,6	674,63
						H=810±20
						Hv=750±20
M2-1kg	9,8	1,59E-04	1,58E-04	1,58E-04	785,13	727,97
M2-1kg	9,8	1,55E-04	1,65E-04	1,60E-04	719,93	667,52
M2-1kg	9,8	1,68E-04	1,68E-04	1,68E-04	694,44	643,89
M2-1kg	9,8	1,68E-04	1,59E-04	1,63E-04	775,29	718,84
M2-1kg	9,8	1,59E-04	1,62E-04	1,61E-04	746,84	692,47
M2-1kg	9,8	1,66E-04	1,58E-04	1,62E-04	785,13	727,97
M2-1kg	9,8	1,62E-04	1,54E-04	1,58E-04	826,45	766,28
M2-1kg	9,8	1,66E-04	1,60E-04	1,63E-04	765,62	709,89
M2-1kg	9,8	1,60E-04	1,60E-04	1,60E-04	765,62	709,89
M2-1kg	9,8	1,65E-04	1,65E-04	1,65E-04	719,93	667,52
						H=760±20
						Hv=700±20

Tabla 9. Datos Dureza-Dureza Vickers

Muestra 3						
M3-5kg	49	3,74E-04	3,60E-04	3,67E-04	756,17	701,12
M3-5kg	49	3,80E-04	3,68E-04	3,74E-04	723,65	670,97
M3-5kg	49	3,75E-04	3,49E-04	3,62E-04	804,59	746,02
M3-5kg	49	3,64E-04	3,57E-04	3,61E-04	768,94	712,96
M3-5kg	49	3,68E-04	3,51E-04	3,60E-04	795,45	737,54
M3-5kg	49	3,47E-04	3,82E-04	3,65E-04	671,58	622,69
M3-5kg	49	3,65E-04	3,63E-04	3,64E-04	743,73	689,58
M3-5kg	49	3,54E-04	3,64E-04	3,59E-04	739,64	685,8
M3-5kg	49	3,54E-04	3,79E-04	3,67E-04	682,26	632,59
M3-5kg	49	3,55E-04	3,66E-04	3,61E-04	731,58	678,32
					H=740±20	
					Hv=690±20	
M3-1kg	9,8	1,68E-04	1,61E-04	1,64E-04	756,14	701,1
M3-1kg	9,8	1,79E-04	1,75E-04	1,77E-04	640	593,41
M3-1kg	9,8	1,61E-04	1,67E-04	1,64E-04	702,79	651,62
M3-1kg	9,8	1,60E-04	1,66E-04	1,63E-04	711,28	659,5
M3-1kg	9,8	1,62E-04	1,74E-04	1,68E-04	647,38	600,25
M3-1kg	9,8	1,67E-04	1,63E-04	1,65E-04	737,7	684
M3-1kg	9,8	1,68E-04	1,50E-04	1,59E-04	871,11	807,69
M3-1kg	9,8	1,63E-04	1,66E-04	1,64E-04	711,28	659,5
M3-1kg	9,8	1,78E-04	1,64E-04	1,71E-04	728,73	675,68
M3-1kg	9,8	1,59E-04	1,65E-04	1,62E-04	719,93	667,52
					H=720±20	
					Hv=670±20	
Muestra 4						
M4-5kg	49	3,62E-04	3,57E-04	3,60E-04	768,94	712,96
M4-5kg	49	3,57E-04	3,64E-04	3,61E-04	739,64	685,8
M4-5kg	49	3,57E-04	3,65E-04	3,61E-04	735,6	682,05
M4-5kg	49	3,58E-04	3,55E-04	3,57E-04	777,62	721,01
M4-5kg	49	3,54E-04	3,62E-04	3,58E-04	747,84	693,4
M4-5kg	49	3,48E-04	3,57E-04	3,52E-04	768,94	712,96
M4-5kg	49	3,51E-04	3,58E-04	3,55E-04	764,65	708,98
M4-5kg	49	3,51E-04	3,63E-04	3,57E-04	743,73	689,58
M4-5kg	49	3,69E-04	3,58E-04	3,63E-04	764,65	708,98
M4-5kg	49	3,47E-04	3,48E-04	3,47E-04	809,22	750,31
					H=760±10	
					Hv=710±10	
M4-1kg	9,8	1,69E-04	1,73E-04	1,71E-04	654,88	607,21
M4-1kg	9,8	1,65E-04	1,60E-04	1,62E-04	765,62	709,89
M4-1kg	9,8	1,55E-04	1,70E-04	1,62E-04	678,2	628,83
M4-1kg	9,8	1,66E-04	1,66E-04	1,66E-04	711,28	659,5
M4-1kg	9,8	1,69E-04	1,62E-04	1,66E-04	746,84	692,47
M4-1kg	9,8	1,67E-04	1,68E-04	1,67E-04	694,44	643,89
M4-1kg	9,8	1,60E-04	1,63E-04	1,61E-04	737,7	684
M4-1kg	9,8	1,60E-04	1,69E-04	1,64E-04	686,25	636,29
M4-1kg	9,8	1,66E-04	1,77E-04	1,71E-04	625,62	580,07
M4-1kg	9,8	1,62E-04	1,68E-04	1,65E-04	694,44	643,89
					H=700±20	
					Hv=650±20	
Total 5 kg				H=770±10		
Total 5 kg				Hv=710±10		
Total 5 kg				H=720±10		
Total 5 kg				Hv=670±10		

Tabla 9. Datos Dureza-Dureza Vickers

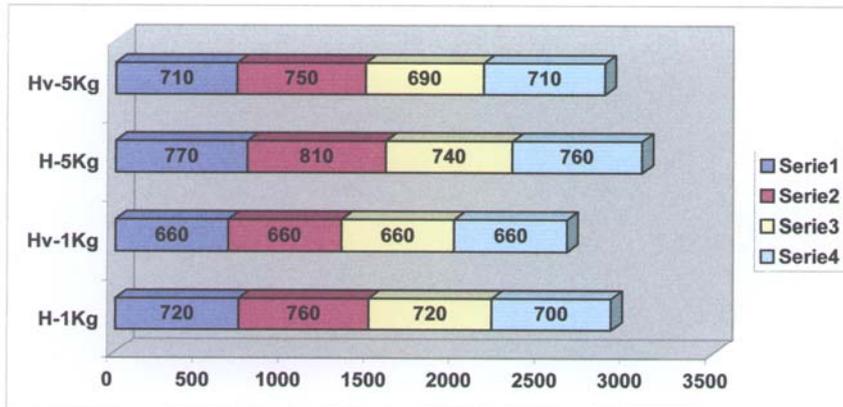


Gráfico 32. Gráfico Dureza

Kilos=1

The MEANS Procedure

Variable	Label	N	Mean	Std Dev	Lower 95% CL for Mean	Upper 95% CL for Mean
Normal	Normal	4	725.0000000	25.1661148	684.9550955	765.0449045
Vickers	Vickers	4	670.0000000	21.6024690	635.6256512	704.3743488

Kilos=5

Variable	Label	N	Mean	Std Dev	Lower 95% CL for Mean	Upper 95% CL for Mean
Normal	Normal	4	770.0000000	29.4392029	723.1556588	816.8443412
Vickers	Vickers	4	715.0000000	25.1661148	674.9550955	755.0449045

Tabla 10. Análisis Estadístico Dureza

MUESTRAS	5000N ^w	Mpa
1	108	2117
2	108	2117
3	135	2646
4	136	2666
5	124	2430
Media	122	2395
SIN MACRORETENCION		
6	50	980
7	61	1196
8	51	1000
9	83	1627
10	69	1353
Media	63	1232

Tabla 11. Comportamiento Elástico

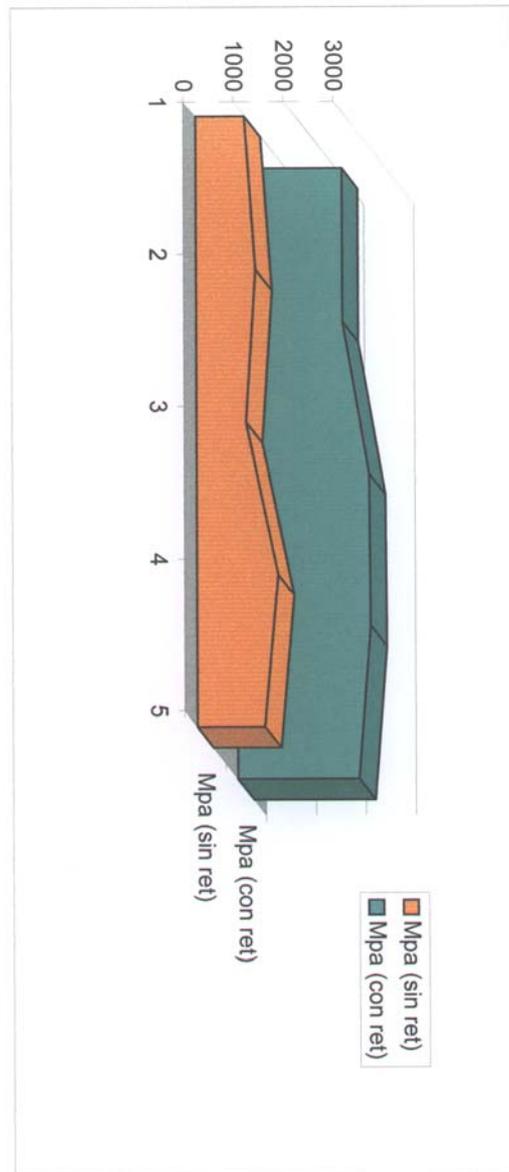


Figura 33. Gráfica Comportamiento Elástico

TEST DE LA T DE STUDENT PARA MUESTRAS INDEPENDIENTES

The TTEST Procedure

		Statistics							
Variable	Grupo	N	Lower CL	Mean	Upper CL	Lower CL	Upper CL	Std Dev	Std Err
			Mean	Mean	Mean	Std Dev			
Mpa	Adhesivo	5	897.28	1231.2	1565.1	161.12	268.93	772.78	120.27
Mpa	Macro	5	2059.6	2395.2	2730.8	161.94	270.29	776.7	120.88
Mpa	Diff (1-2)		-1557	-1164	-770.8	182.11	269.61	516.51	170.52

T-Tests

Variable	Method	Variances	DF	t Value	Pr > t
Mpa	Pooled	Equal	8	-6.83	0.0001
Mpa	Satterthwaite	Unequal	8	-6.83	0.0001

Equality of Variances

Variable	Method	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Mpa	Folded F	4	4	1.01	0.9924

Tabla 12. Análisis Estadístico Comportamiento Elástico 125

VIII. BIBLIOGRAFÍA

1. Kerschbaum T, Naertl, van Steenberghe D, Worthington P: Long-term prognosis of conventional prosthodontic restoration. *Quintessence* 1993;33-50.
2. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Former T, Henry P, Hermann I. The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: A prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:272-81.
3. Alan B. Carr. Éxito a largo plazo. Resultados terapéuticos en el campo de los implantes osteointegrados: Determinantes prostodóncicos. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 1999;1(3):219-28.
4. Lindh T, Gunne J, Tillberg A, Molin M. A metal-analysis of implants in partial edentulism. *Clin Oral Implants Rest* 1998;9:80-90.
5. Roos J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Gröndahl K, Albrektsson T. A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: A 5-year retrospective analysis of the Brånemark implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:504-14.
6. Lekholm U, Gunne J, Henry P, et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: A 10 years prospective multicenter study. *Int J Oral maxillofac Implants* 1999;14:639-45.
7. Lindh T, Dahlgren S, Gunnarsson K. Prótesis fijas soportadas por dientes e implantes: estudio multicéntrico retrospectivo. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2002;4(1):40-7.
8. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21:203-8.
9. Andersson B, Ödman P, Lindvall A-M, Lithner B. Single-tooth restorations on osseointegrated implants: Results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:702-11.
10. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PHJ, Polizzi G, y cols. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:450-5.
11. Andersson B, Ödman P, Lindvall A-M, Brånemark P-I. Coronas unitarias cementadas sobre implantes osteointegrados tras 5 años: Resultados de un estudio prospectivo en Cera One. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 1999;1(2):107-113.
12. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1992;67:236-245.
13. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae. A 5-years follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(10):303-311.

14. Gunne J, Jemt T, Linden B. Implant treatment in partially edentulous patients: A report on prostheses after 3 years. *Int J Prosthodont* 1994;7:143-8
15. Lekholm U, van Steenberghe D, Hermann I, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the partially edentulous jaw: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:627-35.
16. Kindberg H, Gunne J, Kronström M. Prótesis dentosoportadas e implantosoportadas: seguimiento clínico retrospectivo durante un período máximo de 8 años. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2002;4(3):191-8.
17. Kohn DH. Overview of Factors Important in Implant Design. *Journal of Oral Implantology* 1992;XVIII(3):204-16.
18. Smith B, Wright P, Brown D. Utilización clínica de los materiales dentales. Editorial Masson S.A. 1996.
19. Shillimburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija. Editorial Quintessence SL. Tercera edición. 2002.
20. Futterknecht N, and Jinoian V. A renaissance of ceramic prosthetic?. *Quintessence of Dental Technology* 1992;15:65-78.
21. Piddock V and Qualthrough A. Dental ceramics- an update. *Journal of Dentistry* 1990;18:227-235.
22. Qualthrough, AJE. Wilson, NHE. and Smith G.A. The porcelain inlay: a historical review. *Operative Dentistry* 1990;15:61-70.
23. Suárez MJ, Lozano JF, Salido MP, Serrano B. Coronas de recubrimiento totalmente cerámicas: Criterios de selección. *Revista Europea de Odontoloestomatología* 1999;XI:249-58.
24. Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res* 1990;69:1791-9.
25. Zeng Kaiyang, Odén A, Rowcliffe D. Evaluación de las propiedades mecánicas de los materiales de los núcleos cerámicos en combinación con porcelanas. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 1999;1(2):165-172.
26. Cho HW, Dong JK, Jin T-H. Estudio sobre la resistencia a la fractura de restauraciones implantosoportadas utilizando pilares cerámicos fresados y coronas totalmente cerámicas. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2002;4(3):178-182.
27. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent* 1993;5:29-35.
28. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-, and zirconia- based ceramics. *J Dent* 2000;28:529-535.

29. Tinschert J, Natt G, Mautsch W. Resistencia a la fractura de prótesis fijas de tres unidades fabricadas a base de disilicato de litio, alúmina, y circonio; estudio de laboratorio. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2001;3(5):382-9.
30. Walton TR. Estudio longitudinal de 10 años sobre prótesis fijas: Características clínicas y pronóstico de las coronas ceramometálicas. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2000;2(2):133-141.
31. Esquivel- Upshaw J, Chai J, Sansano S. Resistencia a la pigmentación, resistencia a la flexión y solubilidad química de porcelanas reforzadas para coronas totalmente cerámicas. *Revista Interacional de Prótesis Estomatológica* 2001;3(1):52-6.
32. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C. Fuerza de fractura y adaptación marginal *in vitro* de coronas cerámicas fijadas a dientes naturales y artificiales. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2001;3(1):52-6.
33. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F. Probabilidad de fracturas de las coronas totalmente cerámicas. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2001;3(2):87-91.
34. Ohyama T, Yoshinari M, Ode Y. Effects of Cyclic Loading on the Strength of All-Ceramic Materials. *The International Journal of Prosthodontic* 1999;12(1):28-37.
35. Roseblum MA, Schluman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997;128:297-307.
36. Vega JM. *Materiales en Odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos, y físico-químicos.* Ediciones Avances Médico-Dentales, S.L. 1996.
37. Toledano P, Osorio R, Sánchez F, Osorio E. *Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos.* Ediciones Avances Médico-Dentales, S.L. 2003.
38. Evans DB, O'Brien WJ. Fracture Strength of Glass Infiltrated-Magnesia Core Porcelain. *Dent Mater* 1999;12(1):38-44.
39. Uusalo EK, Lassila VP, Yli-Urpo AU. Bonding of dental porcelain to ceramic-metal alloys. *J Prothet Dent* 1987;57:26-9.
40. Persson M, Bergaman M. Metal-ceramic bond strength. *Acta Odontol Scand* 1996;54:160-5.
41. Suansuwan N, Swain MV. Un nuevo método para valorar la unión interfacial entre el metal y la porcelana. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2000;2(2):127-33.
42. Özcan M, Niedermeier W. Estudio clínico sobre las razones y la localización de los fracasos de las restauraciones metal-cerámica y la supervivencia de las reparaciones. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2003;5(1):68-72.

43. White SN, Li ZC, Yu Z, Kiprus V. Relationship between static, chemical and cyclic mechanical fatigue in a feldspathic porcelain. *Dent Mater* 1997;13:103-10.
44. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthin, Spiekermann H. Resistencia a la fractura de prótesis parciales fijas de tres unidades fabricadas a base de silicato de litio, alúmina y circonio: estudio de laboratorio. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2001;3(5):382-9.
45. Vega del Barrio JM. Porcelanas y cerámicas actuales. *RCOE* 1999;4(1):41-54.
46. Mecholsky JJ. Fracture mechanics principles. *Ent Mater* March 1995;11:273-6.
47. Twiggs SW, Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD. Cyclic fatigue of a model feldspathic porcelain. *Dent Mater* July 1995;11:273-6.
48. White SN. Mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Dent Mater* 1993;9:260-4.
49. Jestel NL, Morris MD, O'Brien WJ. Depth-resolved Raman microprobe examination of a commercial dental porcelain exposed to a simulated oral environment. *Dent Mater* 1998 September;14:362-375.
50. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini VD. Resistance to fracture of metal-ceramic and all ceramic-crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7:149-154.
51. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and partial dentures: Clinical and laboratory guidelines. *Quintessence Dent Technol* 2000;23:63-76.
52. Pang I, Gilbert JL, Chai J, Lautenschlager EP. Bonding characteristics of low-fusing porcelain bonded to pure titanium and palladium-copper alloy. *J Prosthet Dent* 1995;73:17-25.
53. Seghi RR, Denry IL, Rossentiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J. Prosthet Dent* 1995;74:145-50.
54. Derand P, Vereby P. Wear of low-fusing dental porcelains. *J Prosthet Dent* 1999 Apr;81(4):460-3.
55. Gilbert JL, Covey DA, Lautenschlager EP. Bond characteristics of porcelain fused to milled titanium. *Dent Mater* 1994 Mar;10(2):134-40.
56. Lee KH, Cai Z, Griggs JA, Guiatas L. SEM/EAS evaluation of porcelain adherence to gold-coated cast titanium. *J. Biomed Mater Res* 2004 Feb 15;68B(2):165-73.
57. Sadeq A, Cai Z, Woody RD, Miller AW. Effects of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium. *J Prosthet Dent* 2003 Jul;90(1):10-7.
58. Ahmad I. Restitution of maxillary anterior aesthetics with all-ceramic components. *Int Dent J* 2002 Feb;52(1):47-56.

59. Ortorp A, Jemt T. Clinical experiences of implant-supported prostheses with laser-welded titanium frameworks, in the partially edentulous jaw: a 5 year follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* 1999;1(2):84-91.
60. Cai Z, Bunce N, Nunn ME, Okabe T. Porcelain adherence to dental cast C-P titanium: effects of surface modifications: *Biomaterials* 2001 May;22(9):979-86.
61. Al Mutawa NJ, Sato T, Shiozawa I, Hasegawa S, Miura H. A study of bond strength and color of ultralow-fusing porcelain. *Int J prosthodont* 2000 Mar-Apr;13(2):159-65.
62. Ban S, Matsuo K, Mizutani N, Iwase H, Kani T, Hasegawa J. Microstructure and homogeneity of dental porcelain frits. *Dent Mater J*. 1998 Dec;17(4):264-74.
63. Ban S, Hattori M, Narita K, Takada A, Iwase H. Glass transition temperatures of dental porcelains determined by DSC measurement. *Dent Mater J* 1997 Dec;16(2):127-33.
64. Mattmuller A, Wassmann J, Biffar R. Hydrothermal ceramic for porcelain-fused-to-metal crowns: an initial experience report from clinical practice. *Quintessence Int* 1996 Aug;27(8):521-6.
65. Hopp M. Técnica moderna con composites estéticos. Amor y odio: una panorámica del sistema. *Quintessence Técnica* (ed. Esp) 2002 Octubre;13(8):446-62.
66. Focaccia NA, Cañada L, Del Río J, Martínez JA. Nuevos materiales de revestimiento estético sobre prótesis sobre implantes. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2002;4(4):243-9.
67. Pradies GJ, Laffond A, Serrano B, Del Río J. Puentes sin metal: Tecnología de Cerómeros y FRC. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 1990;1(1):81-7.
68. Del Río F, Del Río J. Consideraciones sobre nuevos materiales para coronas y puentes dentales *Rev Eur Odonto-Estomatol* 1996;111(6).
69. Watanabe, Keneth, Kabranell. Effect of sandblasting and silicoating on bond strength of polymer-glass composite to cast titanium. 1999 Oct;82(4):461-7.
70. Bertrand MF, Leforestier E, Muller M, Lupi-Pergurier L, Bolla M. Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. *J Biomed Mater Res* 2000;53(6):658-63.
71. Herrero A, Del Río J. Estudio experimental sobre las características mecánicas en flexión simple de tres sistemas de recubrimiento de estructuras metálicas en prótesis. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 1999;1(4):327-336.

72. Antón I, Del Río J. Estudio microscópico descriptivo de tres sistemas de recubrimiento estético y su unión a prótesis de estructura metálica. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 1999;1(3):191-8.
73. Blázquez JM, Del Río J. Estudio experimental en la unión metal-resina. *Soproden* 1996;XII(4):263-7.
74. Rominu C. Investigation of microleakage at the interfase between a Co-Cr based alloy and four polymeric veneering materials. *J Prosthet Dent* 2002 June;87(6):620-4.
75. Pedemonte E, Noguerras E, Escuin T, Gil J. Simulación clínica de los materiales estéticos sobre titanio colado en prótesis. *Revista Intenacional de Prótesis Estomatológica* 2000;2(5):400-6.
76. Hopp M. Técnica moderna con composites estéticos. Amor y odio: una panorámica del sistema (II). *Quintessence técnica* (ed. esp) 2002 Noviembre;13(9):489-502.
77. Ciftci Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fix prosthesis using different veneering materials. *Int J Prosthodont* 2001 Sept- Oct;14(5):406-11.
78. Phillips RW. *Ciencia de los Materiales Dentales*. Méjico: Editorial Mc Graw-Hill Interamericana. (Décima edición); 1998.
79. Graig RG. *Materiales de Odontología Restauradora*. Madrid. Harcourt Brace de España (Décima edición);1998.
80. Lang BR, Jaarda M, Wang RF. Filler particle size and compostie classification systems. *J Oral Rehabil* 1992;19:569-84.
81. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanterle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 1992;8:310-9.
82. Lute F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 1983;50:480-8.
83. Lensing M. *Estética. Color. Veneer*. *Quintessence técnica* (ed. esp) 2003 Mayo;14(5):279-88.
84. Romeo M, Martínez JM. Estudio comparativo de la intensidad lumínica reflejada entre diferentes cerámicas dentales. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2002;4(3):211-6.
85. Ku C-W, Park S-W, Yang H-S. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2002;88(2):170-5.
86. Göbel R. Sistemas de unión aleación-resina inorgánicos: silicatización y estañado. *Quintessence técnica* (ed. esp) 2001 Febrero;12(2):96-7.
87. Göbel R. Sistemas orgánicos de unión de aleaciones y resinas. *Quintessence técnica* (ed. esp) 2001 Octubre;12(8):452-3.

88. Tarozzo L, Chiarello MG, Fana R. Comparison of retentive systems for composites use as alternatives to porcelain fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2003;89:572-8.
89. Lakatos S, Romînu M, Megrutin M. The microleakage between alloy and polymeric materials in veneer crowns between alloy and polymeric materials in veneer crowns. *Quintessence Int* 2003;34:295-300.
90. Sharp B, Morton D, Clark AE. Effectiveness of metal surface treatments in controlling microleakage of the acrylic resin. metal framework interface. *J Prosthet Dent* 2000;84:617-22.
91. Laufer BZ, Nicholis JIJ, Townsend D. SiO coating: A composite to metal bonding mechanism. *J prosthet Dent* 1998;60:320-7.
92. Tuluroglu IF, Öklemer M. Tensile strength and microleakage of the bond between a nickel-chromium alloy and a visible light-cured resin composite: Effect of 4-META, silicoating and bead retention. *Quintessence Int.* 1997;447-51.
93. Zaldívar M, Barceló F, Guerrero J. Influencia del tratamiento de fresado y socavado de las superficies metálicas (Ni-Cr y Ag-Pd) en la adhesión de resinas compuestas. *Revista Int de Prótesis Estomatológica* 2002;4(1):66-70.
94. Masami M, Hisao F. Relationship between sandblasting and composite resin-alloy bond strength by a silica coating. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1995;74:151-5.
95. Nocchi CE, De Goes MF, Consani S. Chemical etching solutions for creating micro-mechanical retention in resin-bonded retainers. *J Prosthetic Dent* 1994;71:303-9.
96. Suliman AHA, Swpt EJ, Perdigao J. Effects of surface treatment and bonding agents on bond strength of composite resin to porcelain. *J Prosthet Dent.* 1993;70:118-20.
97. Almilhatti HJ, Giampaolo ET, Vergani CE. Shear bond strength of aesthetic materials bonded to Ni-Cr alloy. *Journal of Dentistry* 2003;31:205-11.
98. Kourtis SG. Bond strengths fo resin-to metal bonding systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1997;78:136-45.
99. Petridis H, Hirayama K, Kugel g, et al: Shear bond strength of techniques for bonding aesthetic veneer to metals. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1999;82:608-14.
100. Vojrodic K, Jerolimoo V, Celebic A, et al. Bond strengths of silicoated and acrylic resin bonding systems to metal. *Jouranal fo Prosthetic Dentisty* 1999;4:67-8.
101. Sagara M, Ohno H. Gold alloy for resin bonding including small amount base metals-structural changes of alloy surface by the high-temperature oxidation. *Dental Materials* 1999;81:1-6.

102. Padrós JL; Padrós E, Keogh TP et al. New method for the *in vitro* evaluation of dental alloy bonding-systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;84:217-21.
103. Yoshida K, Kanado K, Atsuta M. Adhesive primers for bonding cobalt-chromium alloy to resin. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999;26:475-8.
104. Chang JC, Koh SH, Power JM et al. Tensile bond strength of composite to gold-palladium alloy after thermal cycling. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2002;87:271-6.
105. Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterization of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *Journal of Dentistry* 2000;28:441-5.
106. Takashashi Y, Hisama K, Sato H et al. Probability of failure of highly filled indirect resin-veneered implant-supported restorations: an *in vitro* study. *International Journal of Prosthodontics* 2002;15:179-82.
107. Schulze KA, Tinschert J, Marshall S. Spectroscopic Analysis of Polymer-Ceramic Dental Composites After Accelerated Aging. *The International Journal of Prosthodontics* 2003;16:355-61.
108. Dietsche D, Campanille G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites. An *in vitro* study. *Dental Mater* 1994;10:353-62.
109. Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, Van Putten M. Two-body wear resistance and degree of conversion for laboratory-processed composite materials. *Int J Prosthodont* 1999;12:432-38.
110. Kern M, Strub JR, Lu WY. Wear of composite resin veneering materials in dual-axis chewing simulation. *J Oral Rehabil* 1999;26:372-78.
111. Tanowe N, Matsumura H, Atsuta M. Comparative evaluation of secondary heat treatment and a high intensity light source for the improvement of properties of prosthetic composites. *J Oral Rehabil* 2000;27:288-93.
112. Armstrong DJ, Kimball K. Fiber-Reinforced Polymer-ceramic Fixed Partial dentures in the Esthetic Zone. A Clinical and Laboratory Case Perspective. *Quintessence Dental Technique* 1999:95-127.
113. Leinfelder K, Kurdziolek S. Indirect Resin Restorative Systems Contemporary. *Esthetic and Restorative Practice* 2000 Septemb:14-7.
114. Nakamura T, Yamada K, Maruyama T. Clinical Application of a Newly Developed Hybrid Ceramic Composite for Posterior Prostheses. *Quintessence Dental Technique* 1999:83-91.
115. Cattani-Lorente M, Godin C, Meyer JM. Mechanical Properties of three Polymer-Based Crown & Bridge Veneering Materials. Poster #1485. *Iadr General Meeting, Nice, June 1998.*

116. Suzuki S. Wear Evaluation of Indirect Resin Composite. Retorative Materials (CERAMCO). Research Report. www.dentsply.com. 27-33.
117. Bartsch F. Fiber-Reinforced Inlay Bridges: Guidelines for clinical and Laboratory Fabrication of Targis/Vectris Metal-Free Inlay Bridge. Quintessence Dental Technique 2000:117-38.
118. Langner J. Targis and Vectris: New Crown and Bridge Materials. Quintessence Dental Technique 1998:99-111.
119. Boretti R, Kreja I, Lutz F. Clinical and scanning electron microscopical evaluation of fine hybrid composite restorations in posterior teeth after four years of wear.[Abstract 222]. J Dent Res 1997;76:41.
120. Hopp M. Técnica moderna con compostes estéticos. Amor y odio: un panorama del sistema (III). Quintessence técnica (ed. Esp.) 2002 Decemb;13(10):543-545.
121. file://D:\Mis%20documentos%20D\Textos\Resinas.htm.
122. <http://www.halas.com.au/Web/TechPprs.nsf/0/5083db9d6e4bcc9ca256a8f00228e7d>.
123. Freitag J. Vita Zeta. El material de composite apto también para reconstrucciones no habituales. Quintessence técnica (ed. esp) 2001 enero;12(1):11-6.
124. Nash R, Radz G. Indirect Composite Resin Veneers. A Conservative Alternative to Porcelain. Contemporary Esthetics and Restorative Practice. 1998 Nov-Decemb:36-42.
125. Nash RW. Cristobal+: Indirect Composite System for Function and Esthetics. Contemporary Esthetics and Restorative Practice. 2000;4(Sup 2):53-6.
126. Cristobal+. Scientific Manual. Dentsply Ceramco. ISO 9001 Certified.
127. Mehl A, Hickel R, Kunzelman K-H: Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without “softstart-polymerization”. J Dent 1997;25(3-4):321-30.
128. Davidson CL, deGee AJ. Relaxation of polymerization contraction stress by flow in dental composites. J Dent Res 1984;63(2):146-8.
129. Lillo Jover J. Ergonomía. Evaluación y diseño del entorno visual. Alianza Editorial. 1998.
130. Romeo M, Martínez JA. Estudio comparativo de la intensidad lumínica reflejada entre diferentes cerámicas dentales. Revista Internacional de Prótesis Estomatológica 2002;4(3):211-6.
131. Gómez Caspurro M, Chiappe Marino V, Fernández Linares F. Efecto sobre la placa dental de la clorhexidina al 0,12% combinada con xilitol o con fluoruro sódico. Periodoncia 2001; 11(1) Fasc 5:9-20.

132. Turesky S, Gilmore ND, Lickman I. Reduced plaque formation by the clormethyl analogie of vitamin C. J Periodontol 1970;41:41-3.
133. Quigley GA, Hein JW. Comparative cleansing efficacy of manual and power brushing. J Am Dent Res 1962;64:26-9.
134. Franco Tauquino J. "Evaluación *in vitro* de la microdureza superficial de una resina compuesta microhíbrida, una resina compuesta fluida y un cemento ionómero vítreo de restauración, frente a la acción de una bebida carbonatada". Tesis Doctoral. Universidad Nacional Mayor de S. Marcos. Lima (Perú) 2002.
135. Whittaker DK, Dars G, Brown M. Tooth loss attrition and temporomandibular joint changes in a Romano-British population. J Oral Rehab 1985;12:407-19.
136. Eccles JD. Toth surface loss from abrasion, attrition and erosion. Dental Update, 1982;9:373-4.
137. Linkosalo E, Markkanen H. Dental erosions in relation to lacto vegetarian diet. Scand J Dent Res; 93:436-41.
138. Smith BGN, Knight JK. An index for measuring the wear of teeth. Br Dent J 1984;162:384-87.
139. Donachie MA, Walls AWG. Tooth wear in an ageing population in the north east of England. J Dent Re 1991;70:684.
140. Ekfeldt A, Fransson B, Soderlind B, Oilo G. Wear resistance of some prosthodontic materials *in vivo*. Acta Odontol Scand. 1993 Apr;51(2):99-107.
141. Ekfeldt A, Oilo G. Wear of prosthodontic materials; an *in vivo* study. J Oral Rehabil 1990 Mar;17(2):117-29.
142. Dahl BL, Oilo G. *In vivo* wear ranking of some restorative materials. Quintessence Int 1994 Aug;25(8):561-5.
143. Ekfeldt A. Incisal and oclusal tooth wear and wear of some prosthodontic materials. An epidemiological and clinical study. Swed Dent J. Suppl 1989;65:1-62.
144. Attlin T, Koidl U, Buchalla W, Schaller hG, Kielbassa AM, Hellwig E. Correlation of microhardness and wear in differently eroded bovine dental enamel. Arch Oral Biol 1997;42:243-50.
145. Lambrechts P, Braem M, Viylsteke-Waute SM, Vanherle G. Quantitative *in vivo* wear of human enamel. J Dent Res 1989; 68: 1752-54.
146. Sorvani R, Kiviranta I. A semiquantitative method of recording experimental tooth erosion and estimating occlusal wear in rats. Arch Oral Biol 1988;33:217-20.
147. Bartlett DW, Blunt L, Smith BGN. Measurement of tooth wear in patients with palatal erosion. Br Dent J.1997;182:179-84.

148. Azzopardi A, Bartlett DW, Watson TF, Smith BGN. A Literature Review of the Techniques to Measure Tooth Wear and Erosion. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2001;8(3):93-7.
149. Davis WB, Winter PJ. The effect of abrasion on enamel and dentine after exposure to dietary acid. *Br Dent J* 1980;148:253-6.
150. Lambrechts P, Vanherle G, Viylsteke M, Davidson CL. Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations, a new three-dimensional measuring technique. *J Dent* 1984;12:252-67.
151. Lambrechts P, Vanherle G, Davidson CL. An universal and accurate replica technique for scanning electron microscope study in clinical dentistry. *Microscopia Acta* 2000;85:45-58.
152. Price RB, Gerrow JD, Sutow EJ, Mac Sween P. The dimensional accuracy of 12 impression materials and die stone combinations. *Int J Prosthodont* 1991;4:169-174.
153. Teaford MF, Tylenda CA. A new approach to the study of tooth wear. *J Dent Res* 1991;70:204-7.
154. Meht A, Glogger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res* 1997;76:1799-807.
155. Matsumura H, Leinfelder KF. Localized three-body wear of six types of composite resin veneering material. *J Prosthet Dent* 1993 Sept;70(3):207-13.
156. Harrison A. Wear of combinations of acrylic resin and porcelain, on an abrasion testing machine. *J Oral Rehabil* 1978 Apr;5(2):111-5.
157. Burgoyne AR, Nicholls JI, Brodwick JS. In vitro two-body wear of inlay-onlay composite resin restoratives. *J Prosthet Dent* 1991 Feb;65(2):206-11.
158. Hudson JD, Godstein GR, Geogesin M. Enamel wear caused by three different restorative materials. *J Prosthet Dent* 1995 Dec;74(6):647-54.
159. Abe Y, Sato Y, Akagawa Y, Ohkawa S. An in vitro study of high-strength resin posterior denture tooth wear. *Int J Prosthodont* 1997 Jan-Feb;10(1):28-34.
160. Nishino T, Asao T, Nagamatso H, Kojo T, Kakigawa H, Kozono Y, Uchida Y. Wearing behaviors of a hybrid composite resin for crown and bridge. *Dent Mater J* 2001 Sept;20(3):216-26.
161. Suese K, Kawazoe T. Wear resistance of hybrid composite resin for crown material by the two-body sliding test. *Dent Mater J* 2002 Sept;21(3):225-37.

162. Cibirka RM, Razoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials use in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 1992 Mar; 67(3):361-4.
163. Koczorowski R, Wloch S. Evaluation of wear fo selected prosthetic materials in contact with enamel and dentin. *J Prosthet Dent*. 1999 Apr;81(4):453-9.
164. Abe Y, Sato Y, Taji T, Akagawa Y, Lambrechts P, Vanherle G. An in vitro wear study of posterior denture tooth materials of human enamel. *J Oral Rehabil* 1995 Dic;22(12):57-63.
165. Matsumura H, Leinfelder KF. Three body wear of four types of light-activated composite resin veneering materials. *Dent Mater J*. 2001 Sept;20(3):216-26.
166. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials on enamel j *Oral Rehabil* 1995 Apr;22(4):275-81.
167. Padrós E, Creus M, Padrós JL, Manero JM. Una nueva etapa en la investigación odontológica con el Microscopio Electrónico de Barrido Ambiental (ESEM). *RCOE* 1999;4(1):73-80.
168. Murtra I, Montalvillo S, Arcís RW, Murtra J. Rugosímetro marca Mitutoyo, Modelo Surfrest 301. *Dentum* 1999; 2: 31-7.
169. Eliades GC, Tzoutzos JG, Vougiouklakis GJ. Surfaces alterations on dental restorative materials subjected to an air-power abrasive instrument. *J Prosthet Dent* 1991 Jan;65(1):27-33.
170. Xu HC, Tong W, Vingerling PA, Song Q. A study of surfaces developed on composite resinsd in vivo during 4,5 years; observation by SEM. *Oral Rehabil* 1989 Julio;16(4):407-16.
171. Xu HC, Tong W, Song SO. Wear patterns fo composite restorative resins in vivo: observations by scanning electron microscopy. *J Oral Rehabil* 1985 Sep;12(5):389-400.
172. Kawai K, Tauchitani Y. Localized three-body wear of resin composites. *J Oral Rehabil* 1995 Dec; 22(12):857-63.
173. van Dijken JW. Direct resin composite inlays/onlays: an 11 years follow-up. *J Dent* 2000 Jul;28(5):299-306.
174. Quintanilla S, Segade LA. An experimental study of the colour changes in composite resins. *Stoma* 1989;2(14):19-20.
175. Gross MD,k Moser JB. A colorimetric study of coffee and tea staining of four composite resins. *J Oral Rehabil* 1977 Oct;4(4):311-22.
176. Chan KC, Fuller JL, Hormati AA. The ability of foods to stain two composite resins. *J Prosthetic Dent* 1980;43(5):542-5.
177. Um CM, Ryter JE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence Int* 1991;22(5):377-86.

178. Yannikakis SA, Zissis AJ, Polyzois GL, Caroni C. Color stability of provisional rein restorative materials. *J Prosthetic Dent* 1998;80(5):533-9.
179. Stober T, Gilde H, Lenz P. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dent Mater* 2001; 17(1):87-94.
180. Oi Karihen KS, Nieminen TM. Influence of acid etched splinting methods on discoloration of dental enamel in four media: an in vitro study. *Scand J Dent Res* 1994;102(6):313-8.
181. Doray PG, Wang X, Powers JM, Burgess JO. Accelerated aging affects color stability of provisional restorative materials. *J Prosthodontic* 1997;6(3):183-8.
182. Gurdal P, Akdeniz BG, Hakansen B. The effects of mouthrinses on microhardness and colour stability of aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil.* 2002;29(9):895-901.
183. Cook WD, Chong MP. Colour stability and visual perception of dimethacrylate based dental composite resins. *Biomaterials* 1985;6(4):257-64.
184. Abu-Bakr N, Han L, Okamoto A, Iwaku M. Color stability of compomer after immersion in various media. *J Esthet Dent* 2000;12(5):258-63.
185. Powers JM, Fan PL, Raptis CN. Color stability of new restorative materials and accelerated aging. *J Dent Res* 1980 Dec;59(12):2071-4.
186. Poiurovskaia Iia, Makeeva IM, Emilenko EA. Comparative in vitro evaluation of color and stability of composite and ceramic ionomer materials for esthetic rapair of teeth. *Stomatologiia.* 2002;81(2):4-7.
187. Hegenbarth EA. La elección y comunicación del color en el sistema Procera® -All Ceram. *Quintessence técnica (ed.esp)*1999 Mayo;10(5):217-32.
188. Haase E. La revolución de la determinación del color del diente. *Quintessence técnica (ed.esp)*1998 Diciembre ;9(10):531-40.
189. Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater* 2003 Jan;19(1):12-8.
190. Hinoura K, Aoshima Y, Iwano K, Onose H, Moore BK. Effect of die material hue and value on polymerization of indirect resin inlays. *Int J Prosthodont* 1993 May-Jun;6(3):255-8.
191. Asmussen E. Factors affecting the color stability of restorative resins. *Acta Ondontol Scand* 1983;41(1):11-8.

192. Carlen A, Nikdel K, Wennerberg A, Homberg K, Olsson J. Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials* 2001 Mar;22(5):481-7.
193. Shahal Y, Steinberg D, Hirshfeld Z, Bronshteyn M, Kopolovic K. In vitro bacterial adherence onto pellice-coated aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil* 1998 Jan;25(1):52-8.
194. Steinberg D, Eyal S. Early formation of *Streptococcus sobrinus* biofilm on various dental restorative materials. *J Dent* 2002 Jan; 30(1):47-51.
195. Steinberg D, Mor C, Dogan H, Zacks B, Rotstein I. Effect of salivary biofilm on the adherence of oral bacteria to bleached and non-bleached restorative material. *Dent Mater* 1999 Jan;15(1):14-20.
196. Pedrini D, Gaetti-Jardim Junior E, Mori GG. Effect of the application of fluoride on the superficial roughness of vitremer glass ionomer cement and microbial adhesion to this material. *Pesqui Odontol Bras* 2001 Jan-Mar;15(1):70-6.
197. Willershausen B, Callaway A, Ernst CP, Stender E. The influence of oral bacteria on the surfaces of resin-based dental restorative materials an in vitro study. *Int Dent J* 1999 Aug; 49(4):231-9.
198. Warren DP, Colescott TD, Henson HA, Powers JM. Effects of four prophylaxis pastes on surface roughness of a composite, a hybrid ionomer, and a compomer restorative material. *J Esthet Restor Dent* 2002;14(4):245-51.
199. Barsotti O, Morrier JJ, Rocca JP, Duprez JP, Dumont J. Initial colonization of composite resins by *Streptococcus mutans*: the influence of polishing. *Rev Odontoestomatol (Paris)* 1989 May-Jun;18(3):213-20.
200. Suljak JP, Reid G, Wood SM, McConnell RJ, Van der Mei HC, Busscher HJ. Bacterial adhesion to dental amalgam and three resin composites. *J Dent* 1995 Jun;23(3):171-6.
201. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater* 1997 Jul; 13(8):790-5.
202. Hannig M. Transmission electron microscopy of early plaque formation on dental materials in vivo. *Eur J Oral Sci* 1999 Feb;107(1):55-64.
203. Konishi N, Torii Y, Kurosaki A, Takatsuka T, Itota T, Yoshiyama M. Confocal laser scanning microscopic analysis of early plaque formed on resin composite and human enamel. *J Oral Rehabil* 2003 Aug; 30(8):790-5.

204. Ebi N, Imazato S, Noiri Y, Ebisu S. Inhibitory effects of resin composite containing bactericide-immobilized filler on plaque accumulation. *Dent Mater* 2001 Nov;17(6):485-91.
205. Weerkamp AH, Uyen HM, Busscher HJ. Effect of zeta potential and surface energy on bacterial adhesion to uncoated and saliva-coated human enamel and dentin. *J Dent Res* 1988 Dec: 67(12):1483-7.
206. Yamamoto K, Oashi S, Taki E, Hirata K. Adherence of oral streptococci to composite resin of varying surface roughness. *Dent Mater J* 1996 Dec;15(2):201-4.
207. Maechi RL. *Materiales Dentales. Fundamentos para su estudio.* Ed Médica Panamericana. S.A. Buenos Aires, 1980.
208. *Handbook of analytical Methods. Materials evaluation and Ingeneering.* Inc Playniouth. U.S.A. 1997.
209. Dexler P, García Goday F, Boj JR. Surface hardness of a resin composite cured with a transparent cone. *Pediatr Dent* 1997;19(16):419-20.
210. Powers JM, Smith LT, Eldiwany M, Ladd GD. Effects of post curing on mechanical properties of a composite. *Am J Dent*, 1993;6(5):234-9.
211. Eldiwany M, Powers JM, George LA. Mechanical properties of direct and post cured composites. *Am J Dent*, 1993;6(5):222-24.
212. Willems G, Celis JP, Lambreccht P, Braem M, Vanherle G. Hardness and Young's modulus detemined by nanoindentation technique of filler particles of dental restoratives materials compared with human enamel. *J Biomed Mater Res*. 1993;27(6):747-55.
213. Willems G, Lambreccht P, Braem M, Vanherle G. Composites resin in the 21 century. *Quintessence Int* 1993;24(9):641-58.
214. Hansen EK, Asmussenn E. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light activated resin. *Scand J Dent Res* 1993;101(1):62-4.
215. Baytie SC, Heymann HO, Swift EJ. Puesta al día sobre las restauraciones dentales con composite. *JADA* 1994. 125687-701. En *Archivos de Odontoestomatología* 1995.11(10):578-94.
216. Craug RO, O'Brian W, Powers J. *Materiales Dentales. Propiedades y Manipulación:* Madrid; Ed Mosby Doyma. S.A. 1996.
217. Álvarez C, Carrillo JS, Calatayud J, Carrillo I, Latorre R. Análisis comparativo de la microdureza Rockwell superficial y Vickers en diferentes composites con esmalte y dentina natural. <http://www.dentsply-iberia.com/Noticias/clinica1704.htm>.
218. Sunnegardh-Gronberg K, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Hardness and in vitro wear of a novel ceramic restorative cement. *Eur J Oral Sci*. 2002 Apr;110(2):175-8.

219. Milleding P, Ahlgren F, Wennerberg A, Ortengren U, Karlsson S. Microhardness and surface topography of a composite resin cement after water storage. *Int J Prosthodont*. 1998 Jan-Feb; 11(1):21-6.
220. Tulunogly IF, Öketemer M. Tensile strength and microleakage of the bond between a nickel-chromium alloy and a visible light-cured resin composite: Effect of a 4-META, silicoating and bead retention. *Quintessence Int* 1997;28:447-51.
221. Striezel R. Quintaesencia de las aleaciones dentales. *Quintessence técnica (ed. esp)* 1998 Agosto-Septiembre; 9(7):407-17.
222. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998;26:1-20.
223. Göbel R, Welker D. Sistemas de unión aleación-resina inorgánicos: silicatización, silanización, y estañado. *Quintessence técnica (ed. esp)* 2001 Febrero; 12(2):98-203.
224. De Kanter RJ, Creugers NH, Verzijden CW, Van't Hof MA. A five-year multi-practice clinical study on posterior resin-bonded bridges. *J Dent Res* 1998; 77:609-14.
225. Gruber G. Un nuevo procedimiento para el chorreado con arena (microchorreado) en comparación con otros métodos de acondicionamiento de superficies. *Quintessence técnica (ed esp)* 2000 Septiembre; 11(7):416-58.
226. Barzilay I, Meyer ML. Mechanical and chemical retention of laboratory cured composite to metal surfaces. *J Prosthet Dent* 1998;2:131-7.
227. Klappert HF, Schuren M, Fritsch F. Prueba de la resistencia a largo plazo de la unión entre metal y resina bajo la influencia de cambios de temperatura. *Quintessence (ed. esp)* 1996;5(VII): 265-9.
228. Tanaka T, Atsuta M, Uchujama Y, Kawashima I. Putting corrosion for retaining acrylic resin facings. *J Prosthet Dent* 1979;42:282-91.
229. Rubo JH, Pegoraro LF. Tensile bond strength of a composite resin cement for bonded prosthesis to various dental alloys. *J Prosthetic Dentistry* 1995;74:203-34.
230. Taira Y, Yoshida K, Matsumura H, Atsuta M. Phosphate and thiophosphate primers for bonding prosthodontic luting materials to titanium. *J Prosthet Dent* 1998;79:384-8.
231. Touati B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J Esthet Dent* 1997;9:108-18.
232. Walter et al. Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 1999;26:91-6.

233. Wataha Jc, Malcom CT. Effect of alloy surface composition on release of elements from dental casting alloys. J Oral Rehabil 1996;23:583-9.
234. Blazquez J. Estudio experimental de la unión metal-resina. Tesina de licenciatura, 1994. Dirigida por el Dr. Del Río J.