



Universidad de Oviedo

**Departamento de Cirugía
y Especialidades Médico-Quirúrgicas**

Programa de Doctorado
Investigación en Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas

**INFLUENCIA DE LA MASTICACIÓN EN LA FUERZA DE
RETENCIÓN Y RECUPERABILIDAD DE PRÓTESIS
UNITARIAS IMPLANTO-CEMENTADAS**

PROYECTO DE TESIS DOCTORAL

HÉCTOR DE LLANOS LANCHARES

Director: Prof. Dr. Ángel Álvarez Arenal
Codirector: Prof. Dr. José Antonio Vega Álvarez



Universidad de Oviedo

**Departamento de Cirugía
y Especialidades Médico-Quirúrgicas**

Programa de Doctorado
Investigación en Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas

**INFLUENCIA DE LA MASTICACIÓN EN LA FUERZA DE
RETENCIÓN Y RECUPERABILIDAD DE PRÓTESIS
UNITARIAS IMPLANTO-CEMENTADAS**

PROYECTO DE TESIS DOCTORAL

HÉCTOR DE LLANOS LANCHARES

Director: Prof. Dr. Ángel Álvarez Arenal
Codirector: Prof. Dr. José Antonio Vega Álvarez



RESUMEN DEL CONTENIDO DE TESIS DOCTORAL

1.- Título de la Tesis	
Español/Otro Idioma: Influencia de la masticación en la fuerza de retención y recuperabilidad de prótesis unitarias implanto-cementadas.	Inglés: Influence of chewing on retention strength and retrievability of single implant-supported cemented prostheses.
2.- Autor	
Nombre: Héctor de Llanos Lanchares	DNI:
Programa de Doctorado: Investigación en Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas	
Órgano responsable: Departamento de Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas.	

RESUMEN (en español)

Introducción: La literatura odontológica proporciona datos insuficientes en cuanto a la fuerza requerida para la recuperación de una prótesis cementada implanto-soportada. El propósito de este proyecto de tesis doctoral fue evaluar y comparar la fuerza de retención y la filtración de cinco cementos utilizados comúnmente en prótesis fijas sobre implantes, antes y después de la carga compresiva cíclica. Material y Método: El modelo de trabajo consistió en cinco pilares de implante macizos atornillados a 5 análogos de implantes anclados en un bloque rectangular de acrílico autopolimerizable. 50 cofias coladas en aleación de cromo-níquel se cementaron con cinco cementos distintos: de ionómero de vidrio modificado con resina, de resina, de ionómero de vidrio, de resina con base de uretano y de compómero. Dos ensayos de tracción se llevaron a cabo con una máquina universal de ensayos de fluencia de carga, una después de la primera de cementación de las cofias y el otro después de 100.000 ciclos de 100 N y 0,72 Hz de carga compresiva cíclica. A continuación, el determino grado de filtración clasificándose en una escala del 0 al 4. Resultados: Antes y después de aplicar la carga compresiva, los cementos de ionómero de vidrio modificado y de resina mostraron la mayor fuerza de retención. Después de la carga compresiva, el cemento de resina con base de uretano mostró la mayor pérdida porcentual de retención (59,23%) en comparación con el 50% de ionómero de vidrio y de compómero o el 20-31% de los cementos permanentes. El cemento de ionómero de vidrio registró la fuerza de retención más baja (50,35 N) y el cemento de resina la más alta (352,02 N). Los Cinco cementos mostraron filtración sin diferencias significativas entre ellos, y en 80% de los casos, la filtración afectó a toda la longitud de las paredes axiales internas de las cofias. Conclusiones: La carga compresiva cíclica influye en la fuerza de retención y en la filtración de los cementos probados. Los cementos resina con base de uretano, de ionómero de vidrio y de compómero pueden contribuir a la recuperabilidad de una prótesis unitaria implanto-soportada cementada.



RESUMEN (en Inglés)

Introduction: The literature provides insufficient data regarding the strength required for the dislodgement of an implant-supported cemented prosthesis. The purpose of this research was to evaluate and compare the retention strength and leakage of five cements commonly used in implant-retained fixed partial dentures, before and after compressive cyclic loading. **Material and Method:** The working model was five solid abutments screwed to 5 implant analogs anchored in a rectangular block of self-curing acrylic. In the abutments, 50 metal Cr-Ni alloy copings were cemented with 5 luting agents: resin modified glass ionomer, resin, glass ionomer, resin urethane-based and compomer cements. Two tensile tests were conducted with a universal testing machine, one after the first luting of the copings and the other after 100,000 cycles of 100 N and 0.72 Hz compressive cyclic loading. Then the leakage grade was categorized into 0 to 4 scale. **Results:** Before and after applying the compressive load, the resin modified glass ionomer, and resin cements showed the greatest retention strength. After compressive loading, the resin urethane-based cement showed the highest percentage loss of retention (59.23%) compared with 50% for glass ionomer and compomer cement or the 20-31% of permanent cements. The glass ionomer cement recorded the lowest retention strength (50.35 N) and the resin composite cement the highest (352.02 N). Five cements showed leakage without significant differences between them, and in 80% of cases, the leakage was found along the full length of the inner axial wall of copings. **Conclusions:** The compressive cyclic loading influences the retention strength and leakage of the luting agents tested. The glass ionomer, compomer and resin urethane-based cements may contribute to the retrievability of an implant-supported cemented single prosthesis.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar quisiera agradecer a mi director, Profesor y Mentor durante tantos años, el Dr. Don Ángel Álvarez Arenal, por todo lo que me ha enseñado, no sólo en el ámbito académico sino en el personal y a mi codirector el Dr. Don José Antonio Vega Álvarez por iniciarme en el tortuoso camino de la inmunohistoquímica, su paciencia, su ánimo y toda su inestimable ayuda durante el proceso de desarrollo de este Proyecto de Tesis Doctoral.

En segundo lugar a mi familia, sobre todo a mi hermana Adriana y mi madre Teresa por su apoyo en esos días en los que el reloj y el calendario corrían más deprisa que el teclado del ordenador.

También a mis compañeros del Servicio de Prótesis Estomatológica y Oclusión, en especial al Dr. Don Ignacio González González (Nacho) de quien tanto he aprendido.

A Fernando Sánchez Lasheras por su ayuda con el proceso de datos y el análisis estadístico.

Y por último a mis alumnos y amigos que tantas ganas tenían de verme doctorado.

Marzo de 2016

ÍNDICE

	Página
1. INTRODUCCIÓN	6
2. ESTADO ACTUAL DEL TEMA	12
2.1. Retención atornillada versus cementada	14
2.2. Tipos de cementos	31
2.3. Factores que influyen en la retención	45
2.4. Filtración	72
3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	76
4. MATERIAL Y METODOLOGÍA	79
4.1. Modelo de trabajo y cementos	80
4.2. Procedimientos de registro y medida	84
4.3. Protocolo de recogida de datos	91
4.4. Análisis estadístico	92
5. RESULTADOS	94
6. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	122
6.1. Sobre el material y la metodología	123
6.2. Sobre la retención inicial	131
6.3. Sobre la retención final postmasticación y el índice de retención	139
6.4. Sobre la filtración	145
7. CONCLUSIONES	149
8. BIBLIOGRAFÍA	153

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN DE LA ELECCIÓN DEL TEMA:

La restauración del edentulismo ha sido una preocupación para el ser humano desde sus orígenes. La pérdida dental puede ser debida a múltiples causas como: caries, traumatismos, enfermedad periodontal, sobrecarga oclusal, infecciones, origen congénito, etc. La ausencia de dientes tiene repercusiones a distintos niveles: fisiológico, funcional, estético e incluso psicológico, lo que lleva a la necesidad de idear procedimientos que permitan su restitución.

Por ello, a lo largo de la historia se han desarrollado distintos procedimientos quirúrgicos y protésicos a tal fin. Ya desde la época Etrusca (754 a.C) se confeccionaban puentes con bandas de oro solidarias a púnticos confeccionados con dientes humanos o de animales, otros ejemplos son la implantación de elementos aloplásticos (sustancias inertes, extrañas al organismo humano) como piedras talladas o fragmentos de conchas; representación de esto son los hallazgos que el arqueólogo Popenoe descubrió en 1931 en la Playa de los Muertos en Honduras: una mandíbula datada en el año 400 d.C, con tres fragmentos de concha introducidos en los alvéolos de los incisivos. Los estudios radiológicos determinaron la formación de hueso compacto alrededor de lo que serían unos primitivos implantes, haciendo suponer que dichos fragmentos se introdujeron en vida (Steflik y McKinney, 1993). Este se podría considerar el primer antecedente de la **Implantología Dental**, la técnica basada en la restitución de los dientes perdidos mediante la implantación en los huesos maxilares de un elemento, ya sea natural o artificial que sirve como base de la restauración de los dientes ausentes. Pero la Implantología no ha ido progresando a un ritmo constante, sino que lo ha hecho de forma escalonada, con períodos de escaso desarrollo, hasta llegar al siglo XX cuando tiene lugar el mayor avance en la historia de la Odontología Implantológica.

Per-Ingvar Brånemark, traumatólogo sueco, inicia en 1952 junto con su equipo de colaboradores una investigación de estudios microscópicos *in vivo* de la médula ósea en tibia y peroné de conejos, buscando mejorar la cura en los traumatismos óseos. Para realizar el estudio, introdujeron una cámara

óptica de titanio en el hueso del conejo; cuando se intentó retirarla, les fue imposible; así descubrieron que el titanio se había adherido al hueso y que el tejido circundante se había mineralizado, siendo congruente con las microirregularidades de la superficie del titanio. De forma casual había descubierto lo que empezó a denominarse oseointegración del titanio. Tuvo la idea de que usado a nivel odonto-estomatológico, podría emplearse como pilar de soporte de diferentes tipos de prótesis dental.

Con esta premisa se comenzaron a hacer pruebas en animales desdentados, con resultados favorables y surge la idea de crear raíces de titanio para introducirlas en el hueso humano y esperar su fijación. Lo destacado del trabajo de Bränemark, es que llevó a la comprensión del proceso biológico de cicatrización que se producía al introducir un cuerpo extraño de titanio en el hueso. Posteriormente, con la publicación de los trabajos de Bränemark en 1965, que mostraban que podía lograrse la oseointegración, la Implantología experimentó un cambio muy sustancial. Este descubrimiento se aplicó a un revolucionario sistema de implantes dentales, validado en la Universidad de Göteborg con estudios preclínicos y clínicos de larga duración (Steflik and McKinney, 1993).

Desde las experiencias del profesor Bränemark, mostrando la oseointegración del titanio, la Implantología se convirtió en una práctica predecible, posibilitando su generalización. Así, las mayores exigencias implantológicas y los continuos avances experimentados en este campo han permitido la creación y perfeccionamiento de implantes, aditamentos protésicos y procedimientos quirúrgicos. El desarrollo de este nuevo sistema restaurativo llevó a la necesidad de crear nuevas técnicas protésicas implanto-soportadas. Pero sería deseable poder recuperar, sin excesivas complicaciones, la restauración en el caso de que surjan problemas, tanto de tipo biológico como protésico. Así, ante la necesidad de recuperabilidad de la prótesis los primeros protocolos de prótesis implanto-soportada estaban ligados a restauraciones con **retención atornillada**. Sin embargo, de acuerdo al alto porcentaje de supervivencia mostrado por los implantes dentales, este requisito se ha hecho menos significativo, siendo la **retención cementada** en restauraciones sobre implantes una alternativa a la retención atornillada, aunque algunos autores cuestionaron la eficacia de los diseños cemento-retenidos porque se desviaban

del protocolo establecido y descrito por Bränemark, (Renouard y Rangert, 1999).

Hay muchos argumentos a favor y en contra de estos dos posibles métodos de fijación (Atornillado y Cementado), pero no consenso unánime de que un método de retención sea superior al otro. El motivo principal habitualmente empleado a la hora de elegir entre ambas estrategias, es que las restauraciones atornilladas pueden ser retiradas y recolocadas por el clínico con facilidad una y otra vez y no así las cementadas. Sin embargo, en la actualidad, el hecho de considerar a las prótesis atornilladas recuperables, no lleva implícito el que las cementadas no lo sean. A día de hoy, en la planificación global de la prótesis implanto-soportada, este hecho debe ocupar un segundo plano, puesto que, por un lado, también se puede plantear una solución cementada recuperable basada en el uso de cementos de baja **capacidad de retención** (como serían los clasificados como provisionales o temporales) o en hacer en la restauración un orificio de acceso al pilar del implante; y por otro, habría que replantearse la verdadera necesidad de ser recuperable, puesto que en una rehabilitación fija convencional mediante coronas y puentes sobre pilares naturales nadie discute en último término el uso de cementos definitivos, aun cuando también pueden ocurrir complicaciones. En cualquier caso, la controversia acerca de qué tipo de cemento utilizar en cuanto a su capacidad de retención, ya sea temporal o permanente, en la prótesis implanto-soportada existe, y puede decirse que la selección de los cementos dentales en prótesis fija sobre implantes es de primera importancia.

Por otro lado, en la bibliografía científica consultada no hay ningún artículo en el que se diga con exactitud cuál es el cemento más indicado para cementar las restauraciones sobre implantes lo que sí se dice son las características que debería tener dicho cemento: [...] *El cemento ideal debería proporcionar suficiente retención para prevenir el aflojamiento durante el uso normal, pero permitir la remoción de la restauración por parte del clínico cuando fuese necesario sin dañar la interfase tisular, el pilar o la restauración, y también debería proporcionar buen sellado marginal [...]*, (Breeding et al., 1992). Así y con el objeto de encontrar el cemento ideal para cada situación clínica particular, Hebel y Gajjar, (1997), recomendaron: [...] *el uso de un*

cemento muy débil al principio, con un progresivo aumento de la retención, hasta encontrar el cemento con la cantidad de retención deseada [...]. De lo comentado, se deduce que una de las principales propiedades que se debe evaluar en los cementos que fijan restauraciones sobre implantes, es su capacidad de retención. Sin embargo, las propiedades y las fuerzas retentivas de los cementos dentales se ven influenciados por una multitud de factores que dependen tanto de los elementos y aditamentos protésicos como de la técnica del cementado y del propio cemento así como del ambiente oral, destacando: los cambios de temperatura (ciclos térmicos), el pH salival y las fuerzas oclusales (carga cíclica). Aun así, se pueden simular *in vitro* condiciones semejantes a las del medio oral con el objeto de intentar predecir el rendimiento de los materiales *in vivo*. En esta línea se ha constatado que la carga cíclica masticatoria y los ciclos térmicos son procesos críticos para imitar el entorno oral *in vivo* (GaRey et al., 1994). Sin embargo, a pesar de conocer las influencias a las que se ven sometidos los cementos, la selección del cemento apropiado para una situación clínica específica, todavía sigue basándose en la experiencia clínica en lugar de en la evidencia científica”, (Breeding et al., 1992).

En definitiva, a día de hoy no hay recomendaciones concluyentes para la normalización de las técnicas de cementación o para el tipo de cemento a utilizar en la prótesis implanto-soportada; y el tipo de cemento elegido depende en gran medida de la preferencia del operador, de la conveniencia y de las recomendaciones de los fabricantes. Además, no se sabe qué cantidad de retención es aceptable para una determinada situación clínica. A esta incógnita, se añaden datos contradictorios en la literatura y diferentes recomendaciones de los fabricantes, lo que hace que todavía no haya un protocolo estandarizado para cementar restauraciones implanto-soportadas (Tarica et al., 2010; Taylor et al, 2000a).

Por lo expuesto hasta aquí, parece obvio que son necesarios nuevos estudios experimentales destinados a clarificar esta falta de información; siendo ésta la motivación que ha llevado a realizar este **Proyecto de Tesis Doctoral**.

2.- ESTADO ACTUAL DEL TEMA

2. ESTADO ACTUAL DEL TEMA

El campo de la Implantología dental ha experimentado un progreso notable en los últimos años y han surgido diversas dudas e interrogantes respecto a los materiales utilizados y las técnicas empleadas en la práctica clínica. Una de estas cuestiones se refiere al sistema de retención de las restauraciones protésicas al implante, bien sea Atornillado o Cementado.

Se han formulado argumentos a favor y en contra de uno y otro sistema, valorando ventajas e inconvenientes. No obstante, si se selecciona el método cementado, surge la cuestión del tipo de cemento más adecuado con el que se deben cementar estas restauraciones, puesto que a día de hoy no hay evidencia científica suficiente acerca del tipo de cemento a utilizar. Existe la controversia en cuanto a si debe ser utilizado un cemento provisional, temporal o permanente, e incluso hay autores que plantean el uso de cementos “semipermanentes” (Wolfart et al., 2006), por lo que aún sigue vigente el interrogante clínico de: **¿Qué cemento usar en restauraciones implanto-soportadas cementadas?**

Cuando se opta por el empleo de una restauración cementada frente a una atornillada, uno de los principales factores a evaluar es la cantidad y calidad de la retención conseguida y cómo se mantiene en el tiempo; si bien hay que tener en cuenta que en la retención influyen la rugosidad superficial del pilar y de la restauración, la altura y anchura del pilar, la conicidad del pilar, la manipulación del cemento, la **filtración** que éste pueda sufrir, etc. Por otro lado, tampoco se debe olvidar que en el medio oral interactúan multitud de variables, como: fluctuaciones del pH salival, fuerzas oclusales repetitivas, cambios térmicos, etc que pueden comprometer las propiedades y la retención de los cementos utilizados para retener las restauraciones implanto-soportadas (Dudley et al., 2008). En esta línea, en los siguientes apartados, se analizarán aquellos parámetros de mayor interés para el tema propuesto, así como la cantidad y nivel de evidencia científica disponible.

2.1. RETENCIÓN ATORNILLADA *VERSUS* CEMENTADA

Todos los avances y descubrimientos hechos en el campo de la Implantología han hecho que desde los años 90 ésta se haya establecido y desarrollado como una disciplina quirúrgica dentro de la odontología, convirtiéndose el tratamiento del edentulismo con restauraciones implanto-soportadas en un procedimiento común y rutinario. A ello ha contribuido su predictibilidad y las altas tasas de supervivencia de los implantes dentales, fluctuando ya rápidamente del 50% de los primeros protocolos en los años 60, al 90% en la década de los 90 (Adell et al., 1981; Adell et al., 1990; Cranin et al., 1977; Zarb y Schmitt., 1990). En la actualidad, con un mayor conocimiento, con la mejora de las técnicas quirúrgicas y de las características de los implantes dentales, la tasas de supervivencia de éstos se sitúan en torno al 96,4% (Barone et al., 2011; Sherif et al., 2011; Zhang et al., 2016), con lo que ya no se discute la oseointegración de los implantes.

Aunque consolidada la oseointegración de los implantes, la fijación entre la restauración y el implante subyacente sigue estableciéndose de dos formas diferentes: bien mediante un Sistema Atornillado o bien o mediante un Sistema Cementado. Ambos sirven para el mismo propósito, pero de manera totalmente diferente. En el sistema cementado, la restauración se cementa sobre un pilar previamente atornillado al implante, mientras que en el sistema atornillado, la restauración se atornilla directamente al implante o bien primero se atornilla un pilar intermedio y a éste la prótesis, **Figuras 1a, 1b y 2.**



Figura 1a. Pilares para prótesis cementada, fresados a medida, atornillados a los implantes.



Figura 1b. Transparencia de prótesis cementada sobre los pilares.



Figura 2. Prótesis parcial fija implanto-soportada atornillada.

Tanto para un sistema de conexión como para el otro, todos los grandes fabricantes de implantes dentales disponen de completos sistemas restauradores para atornillar y para cementar. Por ello a todo clínico se le plantea siempre el mismo interrogante: ¿Cuál de los dos sistemas de retención elijo? ¿En qué casos elijo el sistema atornillado y en qué casos el sistema cementado? ¿Cuál de las dos opciones es mejor?

Hay que decir que en un principio el sistema de retención de todas las prótesis sobre implantes era atornillado. No fue hasta principios de los 90 cuando dos de los más importantes fabricantes de implantes, Straumann y Nobel Biocare introdujeron los pilares cementables, para solventar aquellos casos en los que una angulación no ideal del implante podría afectar al resultado estético, si la apertura de acceso al tornillo quedara en una zona visible (Ma y Fenton, 2015; Wadhvani et al., 2015a).

La ventaja de las restauraciones atornillas es que pueden ser retiradas y recolocadas por el clínico con más facilidad que las cementadas, sin embargo las prótesis cementadas también pueden ser en algunos casos recuperables. De este modo, la recuperabilidad de la prótesis no debería convertirse en la más importante consideración a la hora de elegir uno u otro sistema de fijación (Gervais y Wilson, 2007). En un estudio prospectivo Vigolo et al. (2004) evaluaron las ventajas e inconvenientes de ambos métodos de retención en coronas unitarias sobre implantes y concluyeron que la elección del sistema cementado o atornillado de una restauración sobre implantes no debiera estar

basado en las preferencias del profesional, sino que lo adecuado sería elegir uno u otro método en función de las ventajas y desventajas de ambos procedimientos.

Por tanto se expondrán a continuación, de manera separada, dichas ventajas y desventajas, con el fin de tener más clara la elección del sistema a emplear en cada situación clínica particular.

2.1.1 PRÓTESIS IMPLANTO-SOPORTADAS ATORNILLADAS

La prótesis fija implanto-soportada atornillada es aquella que se asienta sobre implantes oseointegrados y posee en su estructura unos conductos de acceso a través de los cuales pasa un tornillo protésico que fija y retiene la prótesis al implante, **Figuras 3a. 3b, 3c y 3d.**



Figura 3a. Estructura metálica interna.



Figura 3b. Prótesis terminada donde se aprecian los pilares intermedios, los tornillos protésicos y las plataformas de apoyo al pilar.



Figura 3c. Visión del complejo pilar, puente y tornillos protésicos montados.



Figura 3d. Puente atornillado terminado donde se aprecian los conductos de acceso a los tornillos.

Las ventajas e inconveniente de este sistema posee se describirán a continuación.

VENTAJAS:

a). Recuperabilidad. Muchos clínicos alegan que la principal ventaja de las prótesis implanto-soportadas atornilladas es la facilidad de recuperación, sin dañar el implante y/o la restauración. De hecho, en los inicios de la Implantología las prótesis implanto-soportadas se desarrollaron con sistemas atornillados en respuesta a la necesidad de retirar las restauraciones cuando fuese necesario ante una posible complicación (Adell et al., 1990). La técnica es sencilla: en primer lugar eliminar la obturación oclusal que sella el conducto de acceso al tornillo protésico transoclusal, en segundo lugar remoción del material que protege el tornillo de fijación (que puede ser algodón o teflón), por último desatornillar el mismo y ya puede ser removida la restauración; ésta puede ser atornillada y removida tantas veces como se desee. La recuperabilidad permite de forma sencilla y eficaz hacer frente a problemas tales como fractura de la porcelana de la restauración, fractura de los pilares, aflojamiento o fractura del tornillo de fijación del pilar, necesidad de modificar la prótesis después de la pérdida de un implante, necesidad de reemplazo periódico de componentes protésicos, así como en caso necesidad de reintervención quirúrgica, tratamiento y mantenimiento de periimplantitis y limpieza de la prótesis. Señalar por otra parte, que la ventaja de la recuperabilidad de las restauraciones es menos importante en prótesis unitarias o de tramo corto, donde el riesgo de fracaso o de fallo de los componentes es menor (Taylor et al., 2000b).

b). Espacio protésico. La necesidad de un espacio protésico interarcada suficiente es otro de los factores importantes a tener en cuenta a la hora de elegir una prótesis implanto-soportada atornillada o cementada. En el caso de las prótesis cementadas, los pilares que soportan las restauraciones requieren en todos los casos una altura mínima (Covey et al., 2000), un espacio protésico mínimo que garantice una buena retención de la prótesis al pilar. En este sentido, los pilares deberían tener al menos 4 mm de altura

(Kaufman et al., 1961) o una diagonal mayor que el ancho mesio-distal o vestibulo-lingual del pilar, en caso contrario, la indicación es una prótesis atornillada. Por tanto, en aquellos casos en los que el espacio protésico esté muy limitado y no sea posible contar con esta altura mínima, las restauraciones atornilladas, que pueden atornillarse directamente al implante sin necesidad de pilares intermedios, resultan de elección obligada. Por tanto, una ventaja de una estructura atornillada es la posibilidad de emplear un sistema de pilares de perfil bajo, porque como se ha argumentado las prótesis cementadas necesitan un mayor componente vertical para mejorar la retención y la resistencia; teniendo los sistemas atornillados mayor capacidad de retención que los pilares cementados, cuando éstos tienen menos de 5 mm de altura, (Taylor et al., 2000b).

c). Presencia de cantilevers. Grupos como los de Chaar (2011), Chee (1999) y Taylor (2000b) citan que, cuando en una prótesis implanto-soportada es necesario realizar un cantiléver, es preferible el uso de un sistema atornillado, pues la presencia de voladizos, hará que por la naturaleza de las fuerzas a las que se ve sometida la prótesis, sea más probable durante toda su vida útil, la necesidad de retirar la prótesis para llevar a cabo la restauración y/o el mantenimiento de la prótesis o de los implantes.

d). Disparalelismo entre implantes. La existencia o no de paralelismo entre los ejes de los implantes es otro parámetro importante a considerar en un tratamiento rehabilitador sobre implantes. Cuando se realizan restauraciones múltiples, es frecuente la existencia de disparalelismo entre los diferentes implantes que se resuelve con el uso de pilares angulados y/o de pilares fresados a medida, de tal modo que todos los pilares queden paralelos; esto solventa en parte los problemas de disparalelismo y nos permite, en un gran número de casos, poder utilizar prótesis cementadas. Sin embargo cuando los disparalelismos se vuelven extremos (mayores de 120°) la prótesis sobre implantes atornillada sigue siendo la opción más indicada e incluso la única viable (Chee et al., 1999).

e). Ausencia de cemento dental. Cuando se atornilla una prótesis sobre implantes aparece otra de sus ventajas que es la ausencia de cemento en el surco gingival y en la interfase hueso-implante, riesgo que sí existe con las prótesis cementadas, sobre todo en el caso de surcos profundos y márgenes subgingivales (de 1,5 a 3 mm). Se ha informado de que la presencia de cemento retenido sobre la superficie del implante a nivel subgingival llega incluso al 81% de los casos. Por tanto, la prótesis atornillada evita el riesgo potencial de irritación e inflamación de los tejidos blandos y periimplantitis y también la posibilidad de arañar o rayar la superficie del implante al no tener que remover cemento del surco gingival (Agar et al., 1997; Wilson, 2009; Korsch et al., 2014).

f). Carga inmediata. La restauración atornillada implanto-soportada se considera de elección para la carga inmediata, no sólo porque será más fácilmente retirada, sino porque se elimina la necesidad de emplear cemento y la dificultad asociada de la limpieza de excesos de la zona periimplantaria que pueden interferir con la salud e integración del implante. Además, la retención atornillada proporciona una ferulización más rígida y definitiva cuando se emplean múltiples implantes y por tanto mejora la estabilidad primaria del implante (Chee y Jivraj, 2006).

DESVENTAJAS

Sin embargo, las restauraciones atornilladas no están exentas de desventajas, como son:

A). Aflojamiento y/o rotura de los tornillos de fijación. Para muchos autores la principal desventaja que poseen las restauraciones atornilladas sobre implantes es el aflojamiento y/o rotura de los tornillos de fijación transoclusales o de los pilares, principalmente en restauraciones unitarias (Balshi et al., 1996, McMillan et al., 1998; Scheller et al., 1998; Ma y Fenton, 2015; Wittneben et al., 2014). Durante la función masticatoria y la carga biomecánica, tanto las fuerzas de tracción como de compresión causarán aflojamiento del tornillo protésico. De tal modo, que las fuerzas de compresión causarán separación de las roscas cuando se aplican en cantidad igual o superior a la precarga (fuerza de apretamiento del tornillo o torque), mientras

que las fuerzas de tracción pueden causar la deformación plástica de los tornillos, lo que disminuye las fuerzas de sujeción que mantiene unidos los componentes entre sí (Haack et al., 1995; McAlarney y Stavropoulos, 1996). La fractura del tornillo y más aún el aflojamiento de tornillo de fijación protésico son sucesos comunes con frecuencias que varían según los trabajos consultados entre un 2% y un 65% de los casos (Chee et al., 1999; Goodacre et al., 1999; Henry et al., 1996; McGlumphy et al., 1998; Ma y Fenton, 2015).

Independientemente del porcentaje, los datos anteriores constatan que el aflojamiento y/o la rotura del tornillo de fijación de los pilares puede ser un suceso prevalente en las restauraciones implanto-soportadas atornilladas y para evitarlo o prevenirlo se han planteado algunas posibles soluciones como:

- 1) Empleo de nuevas técnicas que incluyen mecanismos eficaces antirrotacionales, con lo que se maximiza la fuerza de cierre, reduciendo de este modo al mínimo las fuerzas de separación, permaneciendo más estable la conexión (Aboyoussef et al., 2000; Alfaro et al., 2004).
- 2) Utilización de dispositivos de control de torque de los tornillos de fijación.
- 3) Lograr un correcto ajuste pasivo de la estructura.
- 4) Proporcionar una adecuada oclusión, evitando en lo posible contactos fuera del eje axial del implante.
- 5) Usar tornillos de oro (se ha comprobado que su uso disminuye la incidencia de aflojamiento (Eckert et al., 1998; Henry et al., 1996) dado que éstos presentan un menor coeficiente de fricción entre la rosca del tornillo y la del implante, permitiendo ser apretados más eficazmente sin riesgo de dañar las roscas).
- 6) Mejorar el diseño del implante, mediante el aumento de la altura y diámetro del hexágono de la plataforma del implante, o con conexión interna, lo que puede aumentar la estabilidad y resistencia al aflojamiento del tornillo de fijación (Binon, 2000; Boggan et al., 1999).
- 7) Evitar en la medida de lo posible angulaciones excesivas de los implantes, prótesis en voladizo y prótesis parciales fijas que unan dientes con implantes.

b). Pasividad. Entendido el ajuste pasivo como el contacto simultáneo y uniforme de todas las superficies de apoyo, con ausencia de tensiones, antes de la aplicación de cargas funcionales, supone que una falta de ajuste pasivo desencadena un compromiso biomecánico ya que al apretar los tornillos de fijación se crearán tensiones tanto en la estructura de la prótesis, como en el

implante y en el hueso circundante, siendo ésta otra de las desventajas del método de retención atornillado. Tanto es así, que la pasividad del ajuste de las restauraciones ha sido considerado esencial para el éxito de las restauraciones sobre implantes oseointegrados (Guichet et al., 2000). Desde los comienzos del tratamiento con prótesis sobre implantes, una de las mayores dificultades que se ha presentado es la consecución de prótesis con un correcto ajuste pasivo (Jemt et al., 1992; Kallus y Bessing, 1994; Misch, 2015a). La obtención de la pasividad de las estructuras atornilladas puede ser difícil de conseguir debido a las discrepancias dimensionales inherentes al proceso de fabricación. En las restauraciones atornilladas unitarias, el requisito de pasividad se logra con mayor facilidad que en restauraciones múltiples, especialmente si se utilizan componentes mecanizados de precisión. Actualmente, se puede lograr un mejor ajuste pasivo de las restauraciones implanto-soportadas atornilladas, mediante la realización de las mismas por medio de programas de ordenador (CAD/CAM) frente a los sistemas colados tradicionales, pero todavía no podemos determinar con exactitud qué cantidad de desajuste de la prótesis podría causar el fracaso de los implantes dentales.

c). Fatiga. Otra complicación a largo plazo de las prótesis atornilladas es el fracaso por fatiga de los componentes, pues el pequeño diámetro del tornillo protésico supone un compromiso para su resistencia a largo plazo. La resistencia a la fractura por torsión de un objeto macizo está en función de su radio, en base a la siguiente ecuación $R \propto (\pi/4)r^4$. En otras palabras, una rosca de un tornillo del doble de diámetro, es 16 veces más resistente. Como el diámetro del tornillo protésico es el más pequeño de los componentes de la restauración, es el que más riesgo de fatiga y de fractura sufre, siendo su límite de fatiga o de resistencia aproximadamente la mitad de la resistencia final del material. Por otro lado, debemos tener en cuenta que la fractura por fatiga está relacionada con un número determinado de ciclos de carga (Misch, 2015a).

d). Estética. Como se ha mencionado anteriormente una de las principales ventajas de las restauraciones atornilladas es que son recuperables, pero ello conlleva un importante sacrificio de la estética y de la oclusión, siendo por tanto desventajas de este método de retención. En lo

referente a la estética las restauraciones atornilladas sobre implantes requieren una precisa colocación del implante para una óptima localización del orificio de acceso al tornillo de fijación. La desviación de esta dirección óptima puede conducir a una restauración antiestética, especialmente en la región anterior, en aquellos casos en los que el acceso al tornillo quedaría situado en la zona vestibular. Incluso cuando el ángulo de inserción es ideal, el orificio de acceso del tornillo puede comprometer la estética en la zona de premolares y molares mandibulares pues aunque esté situado en las caras oclusales este acceso puede verse o producir una transparencia oscura debida al metal subyacente. Para solventar este inconveniente, se ha planteado el empleo de un opacificador en combinación con composites opacos, los cuales ofrecen una importante mejora en la estética de dichas restauraciones, disminuyendo el color gris de dicho orificio pero raramente eliminándolo (Michalakis et al., 2003; Weininger et al., 2008).

e). Oclusión. En cuanto a la oclusión, la mayoría de los autores consideran que la dirección ideal de la carga oclusal sobre las prótesis implanto-soportadas debe ser axial al cuerpo del implante (Misch y Bidez, 1995). Idealmente en el caso de dientes posteriores, el implante debe estar colocado alineado con la fosa central o con la cúspide funcional para que se genere una carga axial. La mayor parte de contactos oclusales ocurren dentro de los límites de la tabla oclusal y la anchura de la tabla oclusal varía de un diente a otro, normalmente en un promedio de 4,5 a 5,5 mm para los premolares y de 5 a 6 mm para los molares. Los tornillos tienen aproximadamente 3 mm de diámetro dependiendo de los componentes empleados y por tanto los orificios de acceso son ligeramente mayores. Estos 3 mm representan el 50% de la tabla oclusal de los molares y más del 50% de la tabla oclusal de los premolares (Hebel y Gajjar, 1997), lo que supone que en estas prótesis es complicado recibir cargas axiales, ya que el contacto oclusal quedaría muchas veces sobre el conducto de acceso al tornillo, haciendo que la morfología oclusal final sea a menudo insatisfactoria.

Asimismo, las prótesis atornilladas sobre implantes en los caninos y en los incisivos centrales pueden carecer de la anatomía adecuada para la realización sin problemas de los movimientos protrusivos y de lateralidad; por

tanto, la guía anterior puede verse comprometida. Además, para establecer unos contactos oclusales adecuados, éstos deben ser realizados en composite, que es el material que normalmente se emplea para cubrir los orificios de acceso de los tornillos de fijación. Sin embargo estos contactos oclusales no son estables a largo plazo, porque el material de composite se desgasta con el uso, o incluso puede perderse, especialmente cuando el antagonista es de porcelana (Weininger et al, 2008).

2.1.2 PRÓTESIS IMPLANTO-SOPORTADAS CEMENTADAS

La prótesis fija implanto-soportada cementada es aquella que, de forma similar a las prótesis fijas convencionales dento-soportadas, se asienta sobre unos pilares de forma cónica o troncocónica que están, en este caso, atornillados a los implantes. En el interior de los retenedores de recubrimiento total de la restauración se coloca un agente cementante que rellenará la interfase entre el pilar y la superficie interna del retenedor. La retención de la restauración vendrá dada por la capacidad y fuerza de fijación que aporte el cemento y por la adaptación que existe y la fricción que se ejerce entre pilar y retenedor, **Figura 4**.

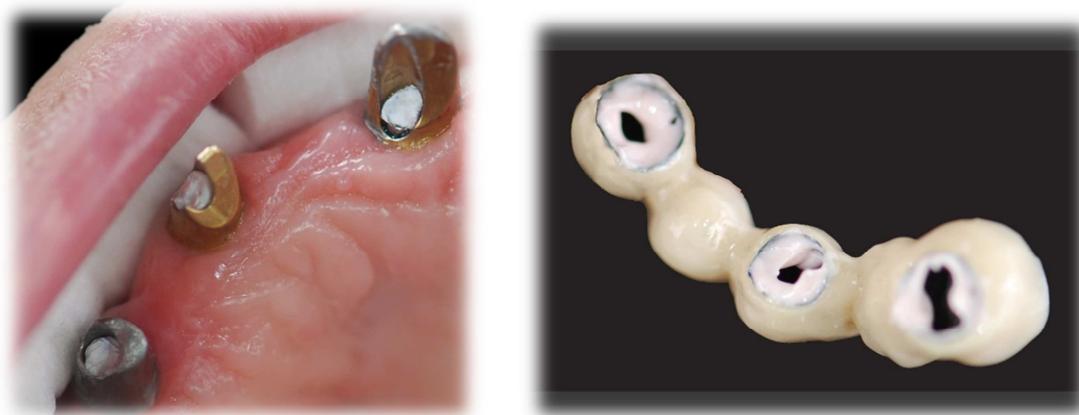


Figura 4. Pilares fijados sobre los implantes (izda) y coronas cargadas de cemento listas para ser instaladas sobre los pilares (dcha).

VENTAJAS

a). Técnica de fabricación. El uso de restauraciones cementadas implanto-soportadas ha ganado popularidad debido a la familiaridad con su técnica de fabricación, ya que se pueden emplear procedimientos protésicos

convencionales, similares a los de la prótesis fija dento-retenida, tanto durante las fases clínicas como las de laboratorio y por tanto no hay necesidad de un aprendizaje especial por parte de los técnicos de laboratorio.

b). Corrección de la falta de paralelismo entre implantes. La cementación permite la corrección de esta falta de paralelismo mediante el uso de pilares angulados, siempre que la divergencia entre implantes no supere los 40°.

c). Corrección de pequeñas discrepancias de ajuste y discrepancia marginal. La interfase de cemento entre las superficies de metal permite corregir pequeñas discrepancias de ajuste entre el pilar y la restauración y puede actuar como amortiguador de cargas o impactos y mejorar la transferencia de las mismas a través del sistema prótesis-hueso (Michalakis et al., 2000; Singer y Serfaty, 1996). Dentro de unos límites, la mayor o menor discrepancia marginal no es tan importante en prótesis implanto-soportada como en prótesis convencional ya que la posible filtración marginal no desembocaría en la aparición de caries, pero debe ser también un factor a considerar en la elección de un sistema atornillado o cementado. En esta línea, diferentes estudios avalan la consecución de menores discrepancias marginales con prótesis atornilladas que con cementadas. Keith et al. (1999) encuentran unas discrepancias de $8,5 \pm 5,7$ micras para las atornilladas y de $57,4 \pm 20,2$ micras para las cementadas con cemento de ionómero de vidrio. Piattelli et al. (2001), con microscopía electrónica observaron un espacio de 2 a 7 μm entre el implante y el pilar atornillado, mientras que en caso del cementado fue de 7 μm . Si bien, la posible discrepancia se rellena por el cemento, impidiendo incluso el paso de azul de toluidina, lo que no ocurre con las atornilladas (Piattelli et al., 2001). Por ello la conclusión general es que resulta preferible el empleo de prótesis cementada pues hay mejor sellado y menor penetración bacteriana en la interfase pilar/implante. Aunque en el caso de las coronas retenidas mediante cemento está demostrado que la discrepancia marginal tras el cementado es mayor que previa al mismo, hay varios factores que condicionan esta discrepancia marginal, entre los que cabe

destacar: el tipo de cemento empleado, la técnica de cementado, la existencia o no de vías de escape en el retenedor, espaciador en el troquel o no, etc.

Actualmente falta por determinar el nivel concreto de discrepancia tolerado en prótesis fija convencional e implanto-soportada, ya que los valores establecidos por los distintos autores han sido enunciados siempre de forma empírica.

d). Coste. Otra de las ventajas de las prótesis implanto-soportadas cementadas que nos plantean varios autores es que los componentes empleados en su fabricación son menos costosos que los empleados en los sistemas atornillados (Taylor et al., 2000b; Taylor y Agar, 2002).

e). Axialidad de las cargas. Como ya se ha indicado, la mayoría de los autores, considera que la dirección ideal de la carga oclusal sobre las prótesis implanto-soportadas debe ser axial al cuerpo del implante, pues es la que mejor distribuye las fuerzas al implante, a la interfase hueso-implante y al hueso. Para ello la situación ideal del implante es alineado con la fosa central o la cúspide funcional de la restauración. En las prótesis cementadas, dado que la superficie oclusal carece de orificios para el tornillo de fijación la localización de los contactos oclusales se puede situar sobre las fosas y cúspides activas, lográndose una mayor axialidad de las cargas oclusales (Misch y Bidez, 1994).

f). Estética. Las prótesis cementadas implanto-soportadas presentan una mejor estética que las atornilladas por la ausencia del orificio de acceso al tornillo de fijación, lo que puede ser importante para las expectativas del paciente. También de este modo es posible diseñar una adecuada y correcta morfología oclusal. Por otro lado en el sector anterior, los perfiles de emergencia de las coronas cementadas no suelen requerir una extensión vestibular del reborde en porcelana como puede ocurrir con las atornilladas, debido a que el implante puede colocarse en línea con el borde incisal y no en el cingulo como en el caso de las atornilladas, lo cual facilita un resultado no solo más estético sino también más higiénico (Misch, 2005b). Tan importante es esta ventaja, que hay autores que citan la estética como principal razón para usar la retención cementada frente a la atornillada (Hebel y Gajjar, 1997).

También en el sector anterior cuando la inclinación del implante supondría que el acceso al tornillo quedaría situado en la cara vestibular, se hace obligatorio utilizar un sistema cementado.

g). Oclusión. Como ya se ha mencionado la prótesis cementada nos permite un perfecto diseño de las superficies oclusales al no existir un orificio de acceso al tornillo de fijación que nos lo impida. Este es uno más de los factores que han hecho que actualmente el uso de restauraciones cementadas implanto-soportadas se haya incrementado, debido en parte a la capacidad para lograr una mejor estabilidad oclusal, ya que de este modo pueden establecerse contactos oclusales axiales ideales y permanecer estables durante un largo período de tiempo. Tanto es así que para algunos autores la función oclusal, al igual que la estética es una de las principales razones para usar la retención cementada. Así mismo en las restauraciones del sector anterior podemos diseñar las superficies anatómicas para lograr una correcta guía protrusiva y de lateralidad (Hebel y Gajjar, 1997).

Como regla general, las consideraciones oclusales para los implantes dentales no se diferencian de las que se propugnan para los dientes naturales, con lo cual no hay evidencia de que sea necesaria la alteración de los actuales conceptos de oclusión cuando restauramos sobre implantes dentales (Taylor et al., 2000b). Sin embargo, lo que sí tenemos que tener en consideración en las restauraciones implanto-soportadas es la ausencia de ligamento periodontal en la interfase hueso-implante, siendo de este modo la distribución de estrés diferente al que se observa con la dentición natural. La carencia de ligamento periodontal trae como consecuencia la ausencia de propioceptores alrededor de los implantes dentales, exponiendo al paciente a un mayor riesgo de sobrecarga oclusal traumática, siendo este riesgo particularmente alto con restauraciones unitarias, debido a que la propia restauración suele ser más ancha que el implante, creando un potencial efecto voladizo con altos momentos de flexión (Misch y Bidez, 1995). Las consecuencias biomecánicas negativas de esta discrepancia entre el implante y la restauración, son más frecuentes en la región molar, puesto que las fuerzas oclusales de mayor intensidad tienen lugar en la parte posterior de la boca (Mericske-Stern y Zarb, 1996). Por tanto, es fundamental la planificación de las restauraciones sobre

implantes, de tal manera que se reduzca al mínimo el potencial de carga fuera del eje axial. A día de hoy, se puede afirmar que el esquema oclusal de una restauración implanto-soportada representará casi en su totalidad el seguro de vida de la misma, puesto que el implante no posee mecanismos sensores que le permitan, ante una sobrecarga, dar la voz de alarma de la misma, tal como sucede en un diente natural, a través de los elementos propioceptivos del periodonto.

h). Aflojamiento y/o rotura del tornillo de fijación. Debido a que se consigue una mejor axialidad de las cargas y diseño de las superficies oclusales, los sistemas cementados no son tan sensibles a la fatiga y por tanto se reduce la posibilidad de aflojamiento o rotura del tornillo de fijación. Aunque éstos sí que pueden llegar a ocurrir con la consiguiente movilidad de la restauración en bloque. Pero este riesgo se reduce con el apretamiento de los tornillos a los torques actualmente recomendados (Assenza et al., 2005).

i). Pasividad. La pasividad es una característica deseada de las restauraciones implanto-soportadas, ya que con ella se reducen las tensiones aplicadas sobre el hueso y el implante (Lee et al., 2010). Debido a que es difícil lograr una estructura pasiva para restauraciones atornilladas sobre implantes, las prótesis cementadas se han impuesto en este sentido. Se sugiere que las prótesis cemento-retenidas tienen un mayor potencial de ajuste pasivo, debido a que el espacio para el cemento entre la restauración y el pilar podría compensar desajustes menores de la prótesis, a la vez que puede mejorar las características de transferencia de carga a través del sistema hueso-implante-restauración (Carter et al., 1997; Chee et al., 1999; Squier et al., 2001). Algunos autores dicen que el ajuste pasivo del colado no es una meta alcanzable, sino que es de esperar que se logre en la práctica clínica (Breeding et al., 1992) y otros muchos proponen que el éxito clínico de las prótesis parciales fijas sobre implantes depende, entre otros factores, de su precisión fiable y de su ajuste pasivo una vez cementadas (Abt, 2008, Karl et al., 2006) Por otro lado los colados no pasivos son la mayor causa de aflojamiento de las restauraciones, pérdida de hueso crestal, fractura de los componentes de implantes y movilidad implantaria (Abt, 2008; Squier et al., 2001).

j). Estrés biomecánico. Guichet et al. (2000) encuentran que con los diseños atornillados existe variabilidad en la intensidad y localización del estrés, con concentraciones de alto estrés apical, mientras que en los diseños cemento-retenidos se producen estrés de nivel bajo, con una localización coronal del estrés. Además el 80% de los diseños cemento-retenidos mostraban una distribución más equitativa del estrés que la observada con los diseños atornillados bajo condiciones de carga. Como conclusión final, establecen que los diseños cemento-retenidos pueden ser biomecánicamente preferibles a los atornillados, en lo que respecta al estrés generado durante su colocación.

k). Resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento. Las restauraciones implanto-soportadas cementadas parecen presentar una mayor resistencia a la fractura de la cerámica de recubrimiento que las atornilladas debido a la presencia en éstas del orificio del acceso al tornillo de fijación, que interrumpe la continuidad de la estructura de porcelana, dejando cerámica sin soporte en dicha zona independientemente de su ubicación en la superficie oclusal (Akça et al., 2002; Torrado et al., 2004). En un intento de minimizar este problema, el uso de superficies oclusales metálicas podría ser una solución, especialmente en áreas con fuertes cargas oclusales, espacio protésico limitado, y en zonas sin requerimientos estéticos (Lee et al., 2010).

DESVENTAJAS

a). Difícil recuperabilidad. No obstante lo señalado, las restauraciones cementadas sobre implantes no están exentas de desventajas, siendo la principal la dificultad de recuperación de las mismas sin riesgo para la integridad de la corona, del tornillo o del propio implante (Bernal et al., 2003; Guichet et al., 2000; Michalakis et al., 2003). En caso de que se afloje el pilar o sea necesaria una reparación de la restauración, ésta debe ser destruida durante los procesos de remoción si la fuerza de retención del cemento no puede ser vencida fácilmente. Además, cuando se aflojan los tornillos de los pilares cementables, la prótesis habitualmente está firmemente unida a los pilares aflojados y cualquier fuerza aplicada a la restauración tiene el riesgo de

dañar los tornillos o la rosca interna de los implantes. Para solventar esta desventaja se ha planteado la utilización de un cemento temporal/provisional, en vez de permanente, para la cementación de las restauraciones sobre implantes, asegurando así la recuperabilidad basándose en el supuesto de que éstos son menos retentivos que los permanentes, lo que permitiría una mayor facilidad de descementado y recuperación de las restauraciones (Heinemann et al., 2006; Michalakis et al., 2003; Ramp et al., 1999; Vigolo et al., 2004).

b). Dificultad de remoción de restos de cemento. Otra de las desventajas de las restauraciones cementadas sobre implantes, es la dificultad para eliminar los restos de cemento, sobre todo en márgenes muy subgingivales, puesto que la no remoción de los sobrantes de cemento y su presencia en el surco gingival es crítico para la salud periimplantaria. Al igual que en la dentición natural, la rugosidad del cemento subgingival favorece la acumulación de placa en el surco gingival, y los restos de cemento en dicho surco pueden causar inflamación periimplantaria asociada con hinchazón, dolor, mayor profundidad de sondaje, sangrado y/o exudación al sondaje, y evidencia radiográfica de pérdida de hueso periimplantario (Pauletto et al., 1999). Por tanto, es muy importante eliminar todos los restos de cemento para evitar cualquier tipo de inflamación iatrogénica, y la remoción de los excedentes de cemento no es un proceso fácil, especialmente cuando los márgenes de las restauraciones son subgingivales. Si el exceso de cemento durante la cementación fluye hacia el surco, será difícil de visualizar, de remover y de eliminar, así como de poder evaluar el daño en la superficie del implante causado por la remoción de dichos excesos, especialmente si la profundidad del surco es mayor de 3 mm (Wilson, 2009; Korsch et al., 2014).

En la región anterior, la altura de los tejidos blandos proximales es marcadamente mayor que la de los tejidos blandos vestibulares y linguales. Si los implantes se colocan de 3 a 4 mm apicales respecto a la unión amelocementaria vestibular de los dientes adyacentes para un correcto perfil de emergencia, el margen proximal de la restauración puede estar muy profundo subgingivalmente. En estos casos se debe indicar el empleo de una restauración atornillada, u otra alternativa puede ser la fabricación de un pilar individual personalizado con los márgenes de la restauración siguiendo el

contorno de los márgenes gingivales (Dumbrigue et al., 2002; Michalakis et al., 2003). Por otro lado Agar et al. (1997) encontraron que el cemento de resina era el más difícil de remover, seguido del de ionómero de vidrio y del de fosfato de zinc. Otros hallazgos interesantes de la misma investigación fueron que los raspadores de acero inoxidable produjeron los arañazos más profundos en la superficie del implante y de la restauración, mientras que los raspadores de oro y de plástico produjeron múltiples arañazos pero superficiales. Estos arañazos producidos en la superficie del implante y/o de la restauración durante la remoción de los restos de cemento, pueden favorecer la acumulación de placa bacteriana que es difícil de eliminar y que puede comprometer la salud de los tejidos blandos circundantes (Dmytryk et al., 1990; Wilson, 2009; Korsch et al., 2014). Por todo ello, los dentistas deberían tener en cuenta los problemas potenciales cuando se cementan restauraciones con márgenes subgingivales ya que pueden dejar más cemento remanente y/o causar más arañazos y estrías en las superficies de las restauraciones y de los implantes de lo que ellos creen. Los clínicos probablemente subestiman los daños en las restauraciones y sobreestiman su efectividad en la remoción del cemento puesto que no tienen la oportunidad de examinar los remanentes que dejan ni la rugosidad que crean en la superficie del implante y/o en la restauración.

Para minimizar el flujo de cemento hacia el surco gingival e interfase hueso-implante se han descrito diferentes técnicas de cementado que se expondrán más adelante en el apartado “TÉCNICAS Y PROTOCOLOS DE CEMENTACIÓN”

c). Espacio protésico limitado. En zonas de espacio protésico limitado (<5 mm) el uso de restauraciones implanto-soportadas cementadas es desfavorable, ya que nos veríamos en obligación de usar pilares cortos, que al carecer de altura y superficie suficiente, no pueden proporcionar adecuada retención (Covey et al., 2000; Kaufman et al, 1961; Taylor et al., 2000b).

En resumen: en base a lo expuesto, se han presentado argumentos a favor y en contra de estos dos posibles métodos de retención para prótesis sobre implantes, pero sin que haya consenso respecto a que uno sea superior al otro, por lo que el campo de investigación sigue abierto en este sentido.

Vigolo (2004), corrobora lo anterior añadiendo que: [...] *no hay evidencia de que un método de retención sea clínica o biológicamente superior al otro [...]*. Por tanto, la elección de la retención en prótesis fija implanto-soportada parece quedar bajo la preferencia del clínico, en ausencia de información basada en la evidencia científica. En opinión de Misch (2015b): [...] *el método de retención de una rehabilitación protésica sobre implantes oseointegrados, ya sea cementado o atornillado, debe ser elegido de manera previa a la cirugía, de modo que la fase quirúrgica quede supeditada a la obtención de una estructura adecuada que permita el correcto funcionamiento de la prótesis a largo plazo [...]*. No obstante, el factor de facilidad de recuperación de la prótesis, inclinó la balanza durante mucho tiempo hacia el lado del atornillado. Sin embargo, esta circunstancia debería ocupar un segundo plano, dado que se puede plantear una solución cementada recuperable basada en el uso de cementos de baja capacidad de retención (temporales o provisionales) o proveer a la cara oclusal del retenedor de un pequeño orificio de acceso al tornillo del pilar a semejanza de una prótesis atornillada; por otro lado habría que replantearse la verdadera necesidad de ser recuperable, porque no en vano, en una rehabilitación fija mediante coronas y puentes sobre pilares naturales, nadie discute en último término el uso de cementos definitivos.

2.2. TIPOS DE CEMENTOS

Una vez optado por el Sistema Cementado para retención de la prótesis sobre implantes, es necesario determinar el tipo de cemento a utilizar. La revisión de la bibliografía odontológica clasifica los cementos según distintas categorías. Dos de las más usadas son: en función de su modo de retención y en función de su capacidad de retención en el tiempo.

- Según su mecanismo de retención al diente, al pilar y/o a la restauración se clasifican en Cementos Convencionales y Cementos Adhesivos.
- Según la capacidad de retención en el tiempo se diferencian los siguientes grupos: Provisionales, Temporales y Definitivos.

A continuación se procederá a desarrollar cada clasificación, sus categorías y los cementos que se engloban en cada una de ellas.

2.2.1. Según su Mecanismo de Retención

Para comenzar se debe explicar en qué consiste la cementación.

En las restauraciones indirectas tales como incrustaciones, carillas, espigas, coronas y puentes (tanto dento como implanto-soportados) el cemento juega un papel de vital importancia puesto que es el material que rellena el espacio existente entre la restauración y la preparación dentaria o el pilar del implante. A lo largo de los últimos 100 años se han venido usando diferentes tipos de cementos:

Aquellos que únicamente rellenan el espacio microscópico entre las paredes del pilar y la superficie interna de la restauración reciben el nombre de **Cementos Convencionales**.

En éstos la fuerza de retención depende principalmente de la fricción entre ambas paredes y para que desempeñen su función de manera óptima se requieren unas paredes altas y casi paralelas.

Sin embargo, las restauraciones indirectas con retención comprometida tales como coronas bajas, preparaciones dentales con paredes muy convergentes o dientes con poca estructura dental remanente no son bien retenidas por los cementos convencionales.

Además la aparición de nuevos materiales para la confección de restauraciones tales como cerámicas de alta resistencia, cerámicas de óxidos o híbridos de resina y cerámica, han hecho que se necesiten cementos con mejores propiedades físicas y mecánicas. Para ello se desarrollaron nuevos cementos de los cuales los más importantes son aquellos a base de resina. En éstos la retención no sólo se logra por el efecto de fricción sino por una verdadera interacción entre las moléculas de la restauración, las del pilar/preparación y las del cemento, lo que se conoce con el término de adhesión.

Se puede definir la adhesión como la atracción o interacción que tiene lugar entre los átomos o las moléculas de dos superficies en contacto, siendo éstas de especies químicas diferentes (Anusavice et al., 2013a).

Aquellos cementos capaces de interactuar de este modo con los tejidos dentarios y/o los materiales de restauración protésica son los llamados **Cementos Adhesivos** (Sunico-Segarra y Segarra, 2015a; Anusavice et al.,

2013b). Estos cementos necesitarán un tratamiento previo de las superficies para lograr su adhesión.

2.2.1.1. Cementos Convencionales

Existe gran variedad de ellos, y sus diferentes composiciones químicas les confieren distintas propiedades. A esta categoría pertenecen los cementos a base de:

- Hidróxido de Calcio,
- Óxido de Zinc con o sin Eugenol,
- Fosfato de Zinc,
- Policarboxilato,
- Resina con base de Uretano,
- Ionómero de Vidrio,
- Ionómero de Vidrio Modificado con Resina o Híbrido,
- Compómero.

Si bien todos ellos se utilizan en la cementación de prótesis fija convencional, con distintas funciones, en el caso de la prótesis sobre implantes algunos de ellos son los de uso más común y serán los que se expongan a continuación: Cementos de Resina con base de Uretano, Cementos de Compómero, Cementos de Ionómero de Vidrio, y Cementos de Ionómero de Vidrio Modificado con Resina o Híbrido.

a). Cementos de Resina con base de Uretano (CRU)

Su composición consta de un catalizador y una base. El catalizador se compone de: oligómero alifático elástico de dimetacrilato de uretano (UDMA), dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA) y peróxido de benzoilo, mientras que la base está compuesta por: oligómero alifático elástico de diacrilato de uretano, dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA) y 2-hidroxietilmetacrilato. Proporcionan un buen sellado marginal una vez cementada la restauración, y tanto la manipulación como eliminación de restos sobrantes se realizan con facilidad. Otro factor a su favor, es que la restauración puede recuperarse cuando el clínico lo desee sin excesiva dificultad.

b). Cementos de Ionómero de Vidrio (CIV)

El cemento de ionómero de vidrio (CIV) fue formulado por Wilson y Kent en el año 1969. Es el producto resultante de la reacción química entre un polvo de vidrio y un ácido poliacrílico. El vidrio se presenta en forma de polvo cuyas partículas tienen un tamaño entre 15 μm y 50 μm dependiendo de su indicación, ya que estos compuestos pueden ser utilizados tanto como agentes cementantes como para restauraciones directas, siendo los de partículas más pequeñas (15 μm) los destinados a la función de cementado. La composición del polvo varía entre los fabricantes pero siempre contiene sílice, óxido de calcio, alúmina, y fluoruros. La proporción entre sílice y alúmina es la clave de su reactividad con el ácido poliacrílico. El líquido además de ácido poliacrílico contiene copolímeros de ácidos tricarbónicos, maléico o itacónico y ácido tartárico para mejorar su manipulación, disminuir la viscosidad, incrementar el tiempo de trabajo y acortar el tiempo de fraguado (Bonsor y Pearson, 2013a). La reacción de fraguado comienza cuando polvo y líquido se ponen en contacto. Entonces el ácido comienza a disolver el vidrio liberando iones calcio, aluminio, sodio y flúor. El medio donde tiene lugar la reacción es el agua. Las cadenas de ácido poliacrílico comienzan a entrelazarse gracias a los iones calcio, sin embargo durante las siguientes 24h estos iones calcio son reemplazados por iones de aluminio. Los iones sodio y fluoruro no participan en el entrecruzamiento de cadenas. Algunos iones sodio pueden reemplazar iones hidrógeno de los grupos carboxílicos y los iones flúor se dispersan dentro de la matriz del cemento. A medida que el cemento fragua las cadenas entrecruzadas se van hidratando. La porción de partículas de vidrio insolubles queda englobada en un gel rico en sílice. Así pues el cemento fraguado consiste en partículas de vidrio insolubles con una cobertura de gel de sílice, embebidas en una matriz amorfa de polisales de calcio y aluminio que contiene fluoruros (Anusavice et al., 2013b). El cemento pasa a través de un periodo de maduración: dentro de la matriz van teniendo lugar más enlaces y un mayor número de cationes se va uniendo a la cadena polianiónica. Esta fase de maduración se extiende en el tiempo pudiendo durar varios meses. Ello hace que aumenten las propiedades mecánicas del material sustancialmente (Bonsor y Pearson, 2013a).

El CIV puede emplearse para cementar restauraciones tanto metálicas y metal-cerámicas, como totalmente cerámicas con núcleos de alta resistencia de alúmina o zirconio (Hill, 2007). En la década de los 90 el CIV se había convertido en el cemento definitivo más utilizado en todo el mundo para la cementación de coronas y puentes sobre dientes, aunque hoy en día también es empleado clínicamente en la cementación de restauraciones implanto-soportadas (Dudley et al., 2008; Hill y Lott, 2011). Esta popularidad ha sido atribuida a la facilidad de mezclado, adecuada fluidez, relativa adhesión a la estructura dental y a los metales no nobles, buena traslucidez, suficiente resistencia y un coste relativamente bajo por unidad de dosis (Christensen, 1994; Hill, 2007).

Los CIV ofrecen un cierto grado de adhesión química debido al ácido policarboxílico de su fase líquida, sin embargo esta propiedad adhesiva es tan débil que por eso siguen englobados en la categoría de cementos convencionales.

Una propiedad interesante para su uso en prótesis dento-soportadas es su liberación de flúor mantenida en el tiempo, lo que supone una protección frente a las caries. Esta propiedad sin embargo es un inconveniente a la hora de cementar una prótesis sobre implantes debido a que el flúor en medio ácido actúa como un agente corrosivo del titanio, de hecho el ácido fluorhídrico se utiliza para el grabado de las superficies de titanio. La corrosión producida es una reacción físico química automantenida que deriva en la formación de especies reactivas del oxígeno (radicales libres), causantes de inflamación en los tejidos circundantes y consecuentemente de peri-implantitis (Wadhvani et al., 2015b).

Las propiedades físicas del CIV pueden ser muy variables en función de la proporción de la mezcla polvo/líquido, por lo que hay que seguir estrictamente las instrucciones del fabricante para obtener resultados óptimos (Habib et al., 2005), aunque actualmente el uso de cápsulas de auto-mezcla ayuda a eliminar esta variable.

Uno de los rasgos negativos del CIV es su higroscopia por lo que debe evitarse un contacto prematuro con fluidos durante la etapa reactiva inicial y durante el secado y endurecimiento del material después del asentamiento; por tanto, los CIV son extremadamente sensibles a la técnica siendo preocupante

el potencial de disolución y la subsecuente pérdida de retención en un ambiente húmedo. Así pues la cementación de una restauración con CIV, requiere que el diente esté seco y el asentamiento de la misma se debe realizar aislando lo más posible para evitar la contaminación con saliva, sangre o agua durante la fase de fraguado y prevenir así la pérdida de cemento del margen de la restauración, idealmente durante 7 a 10 minutos después de la mezcla. Por el contrario, la sequedad extrema también se debe evitar para prevenir la posible deshidratación, lo que puede resultar en la propagación de microfisuras en el cemento (Hill, 2007). Se recomienda por ello proteger la zona marginal durante el fraguado con una capa de vaselina para prevenir tanto la contaminación con fluidos como la desecación. Además, los CIV experimentan una expansión volumétrica de 1,7-1,8% durante el fraguado, así como en caso de absorber fluidos. Esta propiedad puede tener ventajas e inconvenientes. Por un lado la expansión puede contribuir a una mejor fijación de coronas metálicas y espigas de metal, sin embargo esta expansión puede causar fractura de la cerámica en las prótesis realizadas totalmente en cerámica feldespática al transmitir un estrés excesivo desde la superficie interna de la restauración (Sunico-Segarra y Segarra, 2015a).

c). Cementos de Ionómero de Vidrio modificado con Resina (CIVmR) o Híbrido (CIVH)

Estos híbridos fueron creados en la década de 1980, en un intento de superar las debilidades de los cementos de ionómero de vidrio convencionales. Esencialmente CIVmR es un CIV convencional que contiene vidrio, poliácidos, ácido tartárico y agua con la adición de una resina hidrosoluble y ácidos poliacrílicos modificados. Estos tienen cadenas laterales de grupos metacrilato o metacriloxi enganchados dentro de la cadena de poliácido por lo que se llaman copolímeros. También se incorporan sustancias químicas que permiten la activación del fraguado por luz. La resina añadida es habitualmente hidroxietilmetacrilato (HEMA). El HEMA en su forma monomérica es una molécula pequeña y altamente reactiva. Su polímero poliHEMA es hidrófilo y cuando se expone al agua expande (Anusavice et al., 2013b).

Una vez mezclado polvo y líquido comienzan dos reacciones de fraguado: una reacción ácido-base entre el ácido poliacrílico y las partículas de

vidrio tal como ocurre en los CIV y por otro lado los monómeros de resina hidrosolubles comienzan una reacción de polimerización (activada por luz o por iniciadores químicos) que tiene lugar durante los estadios iniciales del fraguado del material, lo que le provee a éste de una resistencia temprana mientras se va completando la reacción ácido-base. De este modo la fase de resina se puede considerar un andamiaje donde se va formando la matriz de cemento de ionómero, proceso que dura 24 horas o más (Bonsor y Pearson, 2013b).

La presencia de HEMA, debido a sus propiedades higroscópicas aumenta la absorción de agua y causa una expansión volumétrica del 8% lo que se ha relacionado con la fractura de coronas totalmente cerámicas realizadas en porcelana feldespática Anusavice et al., 2013b).

En general, una vez completado el fraguado, los CIVmR tienen propiedades físicas y mecánicas superiores a los CIV convencionales (Hill y Lott, 2011). Conservan las propiedades de los cementos de ionómero de vidrio y se indican para la cementación de restauraciones metálicas y metal-cerámicas, habiendo demostrado también ser seguros, estéticos y muy retentivos cuando se emplean con núcleos de cerámica de alta resistencia (alúmina o zirconio) en coronas totalmente cerámicas (Ernst et al., 2005; Hill, 2007; Snyder et al., 2003).

Clínicamente, la mezcla, manipulación y asentamiento del CIVmR es similar a la de un CIV convencional.

d). Cementos de Compómero (CC)

El nombre genérico para este material es **Resina Compuesta modificada con Poliácidos**. El término compómero es resultante de la unión de dos palabras que representan dos materiales diferentes: los denominados **COMPO**sites (resinas compuestas) y los ionó**MERO**s, pretendiendo reflejar con ello los fabricantes, que estos materiales incorporan aspectos de la tecnología de las resinas compuestas y de los ionómeros de vidrio (Peutzfeldt, 1996; Rosenstiel et al., 1998).

Los compómeros aparecieron en los años 90 con la intención de crear una resina compuesta que unificara las ventajas de éstas con la liberación prolongada de flúor propia de los ionómeros de vidrio. Sus componentes son resinas de dimetacrilato normalmente de uretano (UDMA) y monómeros de

resina bifuncional con grupos reactivos carboxilo y metacrilato. Como relleno, para reducir la cantidad de resinas compuestas en su composición, llevan vidrios de sílice, alúmina y fluoruros, como los de un CIV, que forman una matriz con los grupos carboxilo y proporcionan la liberación de flúor. Además incorporan camforoquinonas como fotoactivadores de la polimerización (Bonsor y Pearson, 2013c).

La reacción de fraguado tiene lugar en dos fases: una primera, iniciada en presencia de luz, en la que se produce la polimerización mediante la creación de enlaces entre los extremos libres del UDMA y los grupos metacrilato de las resinas bifuncionales, formándose una matriz en la que están atrapadas las partículas de vidrio. La segunda reacción es de tipo ácido-base entre las partículas de vidrio y los grupos carboxilo de las resinas bifuncionales en presencia de humedad. Este proceso tiene lugar durante semanas, periodo en el que además se libera flúor lentamente (Bonsor y Pearson, 2013c; Ulrike et al., 1996).

2.2.1.2. Cementos Adhesivos

En este tipo de cementos lo que se consigue es no sólo un efecto de relleno sino una verdadera interacción entre las moléculas del cemento y las de las superficies a cementar. Químicamente están formulados a base de resinas, por lo que son comúnmente conocidos como **Cementos de Resina (CR)**.

Son realmente versiones de los composites usados en restauraciones indirectas pero con baja viscosidad.

Sus principales características son alta resistencia a la compresión y tensión, baja solubilidad en los fluidos orales y óptimas cualidades estéticas, además de alta fuerza de retención. Sin embargo no están exentos de inconvenientes, entre los que destacan: la dificultad para remover los excesos, sensibilidad a la técnica y una mayor complejidad a la hora de recuperar la restauración dada su mayor fuerza retentiva (Hill, 2007, Hill y Lott, 2011).

El mecanismo de adhesión de los primitivos cementos de Resina era mayoritariamente micromecánico, pero los cementos más nuevos han mostrado una buena unión química tanto a la estructura dental como a la restauración, si bien para ello es necesaria una preparación previa de ambas

superficies, que pasa por el grabado de éstas y la aplicación de un agente adhesivo, siendo esta preparación la base de su clasificación.

Se clasifican, pues, en tres grupos según el pretratamiento que debe recibir la superficie del Diente Natural:

- Cementos de Grabado Total,
- Cementos de Autograbado,
- Cementos Autoadhesivos.

a). Cementos de Grabado Total

Denominamos así a aquellos cementos de resina, que requieren tratar la superficie del diente con un grabador de ácido ortofosfórico al 37%, seguido de lavado profuso y secado cuidadoso (sin llegar a la deshidratación) y de la aplicación de una fina capa de un adhesivo dentinario, tal como se hace en las restauraciones directas de composite, antes de asentar la restauración que portará el cemento en su superficie interna. Estos cementos pueden ser fotopolimerizables, autopolimerizables o de polimerización dual. De entre todos los cementos de resina son los que consiguen una mayor fuerza de retención/adhesión al esmalte (Casselli y Martins, 2006), si bien son los más sensibles a la técnica por los múltiples pasos necesarios.

b). Cementos de Autograbado

Estos cementos son más simples de usar porque eliminan el grabado con ácido ortofosfórico. En su lugar el grabador, compuesto de monómeros ácidos y ésteres de fosfato, se combina con el adhesivo, que por ello recibe el nombre de adhesivo autograbador. De este modo sólo se requieren dos pasos: la aplicación del adhesivo y la cementación, si bien hay que prestar especial atención al secado del autograbador, aplicando aire durante 5 a 10 segundos para eliminar los residuos de etanol e hidrogeniones, ya que estos últimos continuarían el grabado de la superficie, mientras que el etanol podría causar hidrólisis del adhesivo. Suelen ser de polimerización dual (Sunico-Segarra y segarra, 2015b).

Los datos muestran que estos cementos de resina de autograbado aportan una fuerza de adhesión a la dentina similar o incluso mayor que los de grabado total. Sin embargo la fuerza de adhesión al esmalte es más débil a

consecuencia de la menor capacidad de grabado de los monómeros ácidos frente al ácido ortofosfórico (Sunico-Segarra y segarra, 2015b).

c). Cementos Autoadhesivos

Los cementos de resina autoadhesivos son los más nuevos en esta categoría. Su característica es que no requieren de un procedimiento de grabado y aplicación de adhesivo previo, puesto que el ácido ortofosfórico está incorporado en la resina en forma de ésteres de fosfato que se unen a las cadenas laterales de los monómeros de metacrilato modificados que constituyen el cemento. El ácido ortofosfórico reacciona con el material de relleno del composite formando una red de polímeros y por otro lado se une a los iones calcio de la estructura dental consiguiendo una unión química a la dentina además de micromecánica. Estos cementos son de polimerización dual (Anusavice et al, 2013b).

Comparados con los de grabado total y los de autograbado, estos cementos proporcionan una adecuada adhesión a la dentina y al esmalte aunque más débil que aquéllos (Lührs et al., 2010). Pero siempre mayor que la de los cementos convencionales por ello están indicados en aquellos casos en los que la retención está comprometida, como preparaciones muy cónicas o de baja altura. Además son los de elección en el cementado de restauraciones de cerámica de óxidos (Zirconia y Alúmina) (Sunico-Segarra y segarra, 2015b).

Como se ha expuesto, estos cementos precisan de un agente adhesivo, bien externo, bien incorporado en su propia estructura, para conseguir su unión química al sustrato.

En un principio estos agentes adhesivos eran los mismos que se utilizaban para adherir el composite al esmalte y la dentina cuando se realizaban obturaciones. Estas moléculas eran diferentes tipos de metacrilatos como el HEMA (2-hidroxietil metacrilato), el Bis-GMA (bisfenol-a glicidilmetacrilato) y el TEGMA (trietilenglicol dimetacrilato). Cuando las resinas se empezaron a utilizar como cemento para prótesis fija convencional sobre dientes naturales, con estos monómeros sólo se conseguía adhesión química a los tejidos dentales, pero no a los metales con los que se confeccionaban las restauraciones, por lo que seguían comportándose en parte como cementos

convencionales no adhesivos. Para conseguir esta verdadera unión química a los metales se desarrollaron nuevos monómeros como el 4-META (4-methacryloyloxyethyl trimellitate anhydride) y el más reciente 10-MDP (10-metacriloloxidecil dihidrogeno fosfato). Ambos se unen por su extremo ácido a la capa de óxidos metálicos que se forman en la superficie de restauraciones protésicas a base de aleaciones metálicas no nobles. Si se quiere conseguir el mismo resultado con aleaciones nobles es necesario aplicar un imprimador de óxidos de estaño (Anusavice et al., 2013b; Bonsor y Pearson, 2013d).

Esta propiedad hace que estos cementos proporcionen una fuerte retención cuando se trata de prótesis sobre implantes con pilares de metal.

Cuando se trata de pilares de zirconia y/o restauraciones totalmente cerámicas, si no se tratan previamente ambas, el comportamiento de estos cementos sería meramente de relleno como un cemento convencional. En el caso de restauraciones de cerámica feldespática, se necesita un grabado de la superficie interna con ácido fluorhídrico al 5% durante 3 min y la aplicación de una capa de metacriloxipropiltrimetoxisilano (conocido simplemente como silano). Este es un agente que enlaza químicamente la resina del cemento con la sílice de la porcelana a través de la formación de grupos metacril-silicatos. En las restauraciones de cerámica de óxidos y en los pilares de zirconia, al no tener sílice en su composición, para lograr la adhesión química se requiere un chorreado de las paredes con partículas de sílice de 50 μm , lo que las deja “tapizadas” con una superficie de sílice, por lo que se comportarían como una cerámica feldespática, pudiendo ser pretratadas de igual manera que éstas (Bonsor y Pearson, 2013d).

2.2.2. Según su Capacidad de Retención en el Tiempo

Además de la distinta fuerza de retención inicial de los cementos, ésta va disminuyendo en mayor o menor medida a medida que pasan tiempo en el medio oral y son sometidos a las cargas de masticación. Debido a ello podemos clasificarlos en:

- Cementos provisionales,
- Cementos temporales,
- Cementos temporal/definitivos,
- Cementos definitivos.

2.2.2.1. Cementos Provisionales

Se denominan así los utilizados en la cementación de restauraciones provisionales que van a permanecer en boca poco tiempo, entre una y tres semanas, normalmente entre pruebas durante la confección de la prótesis definitiva. A este grupo pertenecen los cementos a base de Hidróxido de Calcio y de Óxido de Zinc con o sin eugenol.

2.2.2.2. Cementos Temporales

Se entiende por cemento temporal aquél que, con mejores propiedades mecánicas y retentivas que los provisionales, se usa en la cementación temporal de restauraciones definitivas y/o provisionales para permanecer en boca entre 3 y 12 semanas. Entre ellos destacan los de Resina con base de Uretano.

2.2.2.3. Cementos Temporal/Definitivos

Son aquellos que se emplean para la cementación de restauraciones definitivas que van a permanecer más de tres meses en boca pero mantienen la posibilidad de poder ser retiradas sin demasiada dificultad en caso de ser necesario. Se incluyen aquí los cementos de ionómero de vidrio y los de compómero.

2.2.2.4. Cementos Definitivos

Se entiende por cementos definitivos o permanentes los usados en la cementación definitiva que ofrecen tanta retención que dificultan o impiden la remoción de la prótesis a lo largo de toda su vida útil. Los más destacados son los de ionómero de vidrio modificado con resina y los cementos de resina.

Todos estos tipos de cementos pueden ser utilizados para retener prótesis sobre implantes, pero el requisito de que éstas sean recuperables ha promovido unas **variantes en las técnicas de cementación**: son las conocidas como cementación semipermanente y cementación progresiva.

a). Cementación Semipermanente.

Se fundamenta en que la fuerza y las propiedades retentivas de estos cementos pueden ser alteradas por la modificación de la proporción polvo/líquido o por la adición de algún agente externo (Covey et al., 2000; Lepe et al., 1999). Un ejemplo de esto es la disminución de la retención por la adición de vaselina a un cemento de resina de uretano, que altera las propiedades físicas del cemento, haciéndolo menos retentivo (Bresciano et al., 2005). No obstante la proporción lubricante-cemento debe ser determinada individualmente para cada restauración, teniendo en cuenta todas las variables influyentes, por lo que la experiencia clínica es crucial en esta técnica y son necesarias muchas visitas de los pacientes antes de determinar la fuerza retentiva correcta del cemento. En opinión de Mehl et al. (2008): *[...] los cementos de fosfato de zinc y de ionómero de vidrio, son los más adecuados para la cementación semipermanente [...]*.

b). Cementación Progresiva

Consiste en utilizar al principio un cemento débil e ir cambiando progresivamente hacia cementos más fuertes hasta encontrar la cantidad de retención deseada, (Carter et al., 1997; Hebel y Gajjar, 1997). Este tipo de cementación permite controlar la recuperabilidad de las restauraciones, unido a la posibilidad de evaluar la oclusión y las reacciones tisulares, pero se necesita un razonamiento sensato y un buen conocimiento de las cualidades retentivas de los diferentes cementos empleados.

Ante esta gran variedad de cementos se plantea la duda de **cuál será el más apropiado para cementar prótesis implanto-soportadas.**

La tendencia actual y por la que abogan la mayor parte de autores, es por el empleo de una técnica de cementación de las restauraciones sobre implantes **Provisional o Temporal** (Akça et al., 2002; Covey et al., 2000; Heinemann et al., 2006; Mansour et al., 2002; Michalakis et al., 2000; Squier et al., 2001).

La justificación de la utilización de los cementos temporales o provisionales, se basó originalmente en el concepto de recuperabilidad de la

restauración, dado que la mayor desventaja que presentan las restauraciones cementadas sobre implantes es su dificultad de recuperación cuando por aflojamiento del tornillo del pilar u otros problemas mecánicos o biológicos la prótesis deba ser removida (Akashi et al., 2002; Akça et al., 2002; Tarica et al., 2010). Además la recuperabilidad de la restauración puede ser también ventajosa para evaluar la carga del implante, la estética, la oclusión, la respuesta tisular y el aflojamiento del tornillo del pilar, antes de proceder a la cementación permanente. Algunos autores también plantean, que el uso de cementos temporales en coronas cementadas sobre implantes es útil cuando haya dudas sobre la cementación definitiva (Akashi et al., 2002; Dixon et al., 1992; Keith et al., 1999; Mansour et al., 2002), o para asegurarse de que la restauración es satisfactoria antes de utilizar un cemento más retentivo (Tarica et al., 2010), del mismo modo que se hace en prótesis fija convencional.

En esta línea de recuperabilidad, la fuerza de recuperación requerida no debería ser muy elevada para no afectar negativamente la oseointegración del implante (Maeyama et al., 2005).

La literatura dental no ofrece datos acerca de la mínima retención necesaria para mantener la restauración en su sitio y al mismo tiempo permitir que sea retirada. Sin embargo, para lograr estas condiciones la fuerza retentiva del cemento debería ser mayor que la fuerza extrusiva ejercida por la contracción de los músculos depresores mandibulares durante la masticación de alimentos pegajosos y menor que la máxima fuerza que puede ser aplicada por el dentista manualmente o con la ayuda de instrumentos para la remoción de prótesis cementadas. Koolstra y van Eijden (2006) determinaron que la máxima fuerza de contracción del músculo pterigoideo lateral inferior es de 112,8 N y la del fascículo anterior del digástrico es de 46,4 N al mismo tiempo. Y aunque el dentista pueda ejercer fuerzas de descementado iguales o superiores a 73 N, con o sin ayuda instrumental, estas fuerzas no dañarían la interfase hueso/implante, ya que no exceden la fuerza de oseointegración, estimada en 416 N/cm (en implantes integrados en tibias de conejo) (Hallgren et al., 2001).

Por ello, los que más frecuentemente se utilizan son los cementos provisionales o temporales. No obstante hay autores como McGlumphy et al. (1992), que no está tan de acuerdo con que los cementos provisionales y

temporales sean muy débiles para cementar las restauraciones sobre implantes y plantea que: [...] *la cementación provisional es impredecible, en cierta medida debido a los muchos y diferentes factores que influyen en la retención de la restauración, lo que puede dar lugar a un desprendimiento prematuro de la restauración o a una recuperación difícil [...]*. Dicho de otra manera, los cementos que se supone que son mínimamente retentivos para cementar restauraciones sobre dientes naturales, se puede encontrar que sean demasiado retentivos para cementar restauraciones sobre implantes (Taylor et al., 2000b).

Pero en la elección del cemento destinado a prótesis implanto-soportadas se debe buscar que cumplan además otra serie de **requisitos**:

- Proporcionar buen sellado marginal y prevenir la filtración (Akashi et al., 2002; Pan et al., 2006; Piattelli et al., 2001).

- Facilidad en la retirada de excesos y biocompatibilidad. Cuando seleccionamos un cemento, es importante que sea fácil de manipular y de remover sin dañar los componentes de los implantes y/o los tejidos blandos circundantes. Si quedase algún resto de cemento, éste no debería causar daños periimplantarios (Bernal et al., 2003).

- Índice de escurrimiento y viscosidad adecuados para permitir su correcto flujo en el momento del cementado y lograr una película de un grosor no mayor de 60 micras.

- Radiopacidad, para poder ser detectado radiográficamente en caso de quedar atrapado en el área subgingival y poder así ser retirado.

2.3. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA RETENCIÓN

Conseguir todos los requerimientos indicados y sobre todo la capacidad de retención dependerá además de la composición química del cemento elegido, de la naturaleza y forma geométrica del pilar y de la técnica de cementado. (Bresciano et al., 2005).

2.3.1. NATURALEZA Y FORMA GEOMÉTRICA DEL PILAR

Muchos de los cementos usados en la actualidad fueron desarrollados para proporcionar unión de las restauraciones a las superficies de los dientes naturales, pero debido al éxito de los implantes dentales, también se utilizan para la cementación de prótesis definitivas o provisionales sobre superficies de metal o cerámica en restauraciones implanto-soportadas. Sin embargo, parte de la literatura ha mostrado que, para el mismo cemento, se obtienen distintos valores retentivos según se cemen las coronas sobre dientes naturales o sobre pilares de implante y no siempre pueden ser comparados ni correlacionados (Akça et al., 2002; Clayton et al., 1997; Mansour et al., 2002; Sheets et al., 2008). Hay muchos estudios que valoran la fuerza retentiva de las prótesis sobre implantes que han mostrado que estos resultados difieren de los obtenidos sobre dientes naturales (Covey et al., 2000; Mansour et al., 2002; Sheets et al., 2008; Squier et al., 2001). Esto sugiere que no se deben hacer analogías entre la fuerza retentiva obtenida con cementos sobre dientes naturales y sobre pilares de implantes, puesto que el pilar metálico no puede ser comparado con la dentina. En esta tesitura, Mansour et al. (2002) refieren que la capacidad retentiva del cemento de fosfato de zinc varía en función del empleo de pilares metálicos y dentarios, siendo ésta aproximadamente tres veces mayor sobre pilares metálicos rugosos que sobre preparaciones dentarias. Por tanto, hasta que no haya más datos disponibles, el clínico puede que no consiga la retención esperada con el mismo cemento para restauraciones implanto-soportadas. Asimismo, los cementos formulados para atender las necesidades específicas de las restauraciones sobre dientes pueden ser indeseables o injustificados cuando los usamos para retener restauraciones implanto-soportadas. De este modo, es probable que un cemento que funciona bien como cemento provisional sobre dientes, pueda convertirse en un cemento permanente en la cementación de restauraciones metal contra metal, situación que tiene lugar al cementar una corona sobre un pilar de implante (Mansour et al., 2002). Así pues son necesarias más investigaciones para evaluar las propiedades mecánicas y la respuesta clínica de los cementos más modernos.

En cuanto a la forma geométrica del pilar debemos tener en cuenta: 1) la convergencia de las paredes hacia oclusal (conicidad), 2) la superficie y la altura, 3) la textura (pulida o rugosa) y 4) las características auxiliares en la preparación (surcos, cajas, etc.). Hay que añadir también los factores dependientes de la **restauración**, como son: 1) adaptación relativa de la restauración al pilar, 2) textura de la superficie interna de la restauración, 3) ferulización de múltiples dientes y 4) propiedades retentivas de las estructuras metálicas coladas, factores todos ellos que se comentarán a continuación

a). Ángulo de convergencia oclusal. Conicidad del pilar. La conicidad del pilar influye en gran medida en la cantidad de retención a obtener. Varios autores han demostrado que la retención de las prótesis parciales fijas sobre pilares naturales aumenta al disminuir la conicidad (Jørgensen, 1955; Kaufman et al., 1961; Leempoel et al., 1987). Para prótesis fija sobre dientes Jørgensen (1955) estableció que son ideales 6° de conicidad a la hora de preparar los pilares. En su estudio determinó la cantidad relativa de retención para dientes preparados con otras conicidades y estableció la relación inversa entre la conicidad y la retención, **Diagrama 1**.

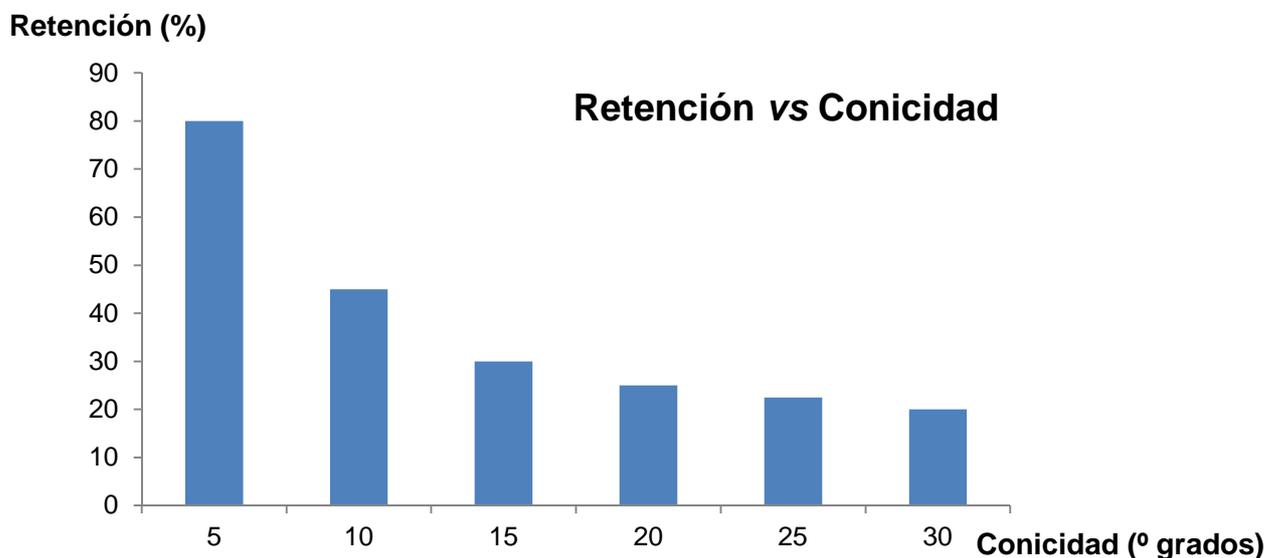


Diagrama 1. Diagrama de Jørgensen mostrando la relación entre retención y conicidad de los pilares.

Los datos de su estudio demostraron que con respecto a la conicidad ideal de 6°, un pilar con 15° de conicidad pierde un 60% de retención y si la

conicidad es de 25° pierde un 66% de la retención. Por ello muchos fabricantes dedicados a la implantología, fabrican sus pilares a un estándar que se aproxima a los 6° de conicidad ideal propuesto por Jørgensen (Hebel y Gajjar, 1997; Michalakis et al., 2003). Sin embargo en la literatura se encuentra que muchos profesionales preparan los dientes naturales con una conicidad de entre 15° y 25°, de este modo, la retención lograda con las restauraciones cemento-retenidas sobre implantes es alrededor de 3 veces mayor que la retención lograda sobre dientes naturales.

b). Superficie y altura del pilar. Estos dos factores unidos a la conicidad están estrechamente relacionados con la obtención de un mayor tiempo de fricción entre pilar y retenedor durante los desplazamientos extrusivos. Así, parece ser que un aumento de 2 mm en altura supone un incremento del 40 % en la retención final de la preparación. Esto favorece la retención en pilares anteriores ya que la colocación subgingival de los implantes en este sector, ofrece la posibilidad de pilares con paredes más largas y normalmente mayor superficie que los dientes naturales preparados. Por el contrario los pilares sobre implantes para restaurar molares, pueden tener paredes más altas pero la superficie general del molar natural preparado suele ser mayor que la del pilar del implante (Hebel y Gajjar, 1997). La conclusión obtenida es que los pilares de implantes mecanizados, proporcionan una mayor cantidad de retención que la que puede ser creada rutinariamente en la dentición natural cuando son comparadas la superficie y la altura. Si bien para asegurar la retención de la restauración cementada sobre implantes, la altura mínima del pilar debe ser de al menos 5 mm (Strong, 2008).

c). Textura superficial del pilar. Si en la preparación de los dientes naturales se recomiendan paredes axiales lisas pero no pulidas para incrementar la retención de las restauraciones, ocurre lo mismo con los pilares de rehabilitaciones cementadas sobre implantes; además algunos pilares vienen preparados con surcos o rieleras para favorecer la retención. Se estima que la rugosidad adecuada es de aproximadamente 0,2 μm e incluso a los pilares de los implantes se les puede crear rugosidad, en caso de que se necesite mayor retención, con una fresa de diamante o mediante chorreado

con partículas de óxido de aluminio, ya que se ha demostrado *in vitro* que la modificación de la textura superficial de los pilares, incrementa la retención (Cano-Batalla et al., 2012; Wolfart et al., 2006; Ayad et al., 1997). No obstante también se ha mostrado que el aumento de la retención alcanzado por el chorreado con partículas abrasivas de óxido de aluminio ocurre sólo con algunos cementos, variando en función de la naturaleza o características de éste (Cano-Batalla et al., 2012; Michalakis et al., 2007). Aun así, actualmente el aumento de la retención obtenido gracias a la conicidad ideal de 6° creada por los fabricantes en los pilares de implantes, así como su altura, hacen innecesarias medidas adicionales para aumentar la retención.

d). Adaptación y espesor de la película de cemento. En la cementación es fundamental la adaptación de la restauración al pilar y lograr una fina capa de cemento para facilitar un ajuste exacto. Variaciones en la adaptación pueden dar lugar a capas de cemento muy gruesas que pueden fracturarse y degradarse con más facilidad, dejando un espacio que propicia la colonización por bacterias, resultando en acumulación de placa bacteriana y en periimplantitis. También se debe tener en cuenta que pueden ser necesarias correcciones oclusales de la restauración después de la cementación, dependiendo del espesor de película, lo que requiere el empleo de un tiempo adicional por parte del clínico (Wolfart et al., 2006). Además el espesor de película del cemento, influye en la adaptación de la restauración al margen y al pilar, y posiblemente, en la fuerza retentiva. La técnica de cementación y la presión usada durante el asentamiento pueden influir en el espesor de la película. Por otro lado un espesor de película de cemento demasiado fina puede hacer que se propaguen grietas en el propio cemento (Diaz-Arnold et al., 1991). Sin embargo, se ha encontrado que la capacidad retentiva de los cementos de fosfato de zinc, ionómero de vidrio y de resina autoadhesiva, no se ve afectada significativamente por variaciones en el espesor de película entre 25 y 100 micras (Dixon et al., 1992; Juntavee y Millstein, 1992).

e). Rugosidad de la superficie interna de las restauraciones. Michalakis et al. (2007) en su estudio nos demuestran que el chorreado de la superficie interna de las prótesis parciales fijas cementadas sobre implantes

mediante partículas de óxido de aluminio de 50 micras a una presión de 2,5 a 3 bares crean una superficie más rugosa mejorando la retención sin comprometer la recuperación.

f). Grado de paralelismo de los pilares. En las restauraciones sobre implantes donde se emplea un número reducido de éstos (2 ó 3), es más fácil lograr paralelismo entre los pilares. Sin embargo, cuanto mayor es el número de implantes empleados para rehabilitar una arcada (5, 6, 8...), mayor es el número de pilares, y por tanto difícilmente todos ellos presentarán un paralelismo absoluto, con lo cual se dificulta la vía de inserción de la restauración y puede ser necesaria una paralelización de los mismos en el laboratorio, mediante un paralelizador y un fresado adecuado (Sánchez et al., 2000).

g). Número de pilares empleados. Indudablemente, el número de pilares empleados para soportar las restauraciones sobre implantes influye en la cantidad y calidad de la retención proporcionada. Esta obviedad es confirmada experimentalmente por Michalakis et al. (2000), que encuentran valores de retención muy superiores para los cementos en estudio, en las restauraciones sobre cuatro implantes comparado con las de dos y concluyendo que para un mismo cemento, cuanto mayor número de pilares se empleen mayor será la retención proporcionada a la restauración.

2.3.2. TIPO DE CEMENTO

El **tipo de cemento** elegido para las restauraciones implanto-soportadas depende en gran medida de la preferencia del operador, de su conveniencia y de las recomendaciones de los fabricantes, basándose aún más en la experiencia clínica que en la evidencia científica (Tarica et al., 2010). No está claro qué nivel de retención es aceptable para una determinada situación clínica específica y en la bibliografía científica consultada, no hay datos suficientes para concluir una respuesta basada en la evidencia, acerca de cuál es el cemento ideal a utilizar en prótesis sobre implantes, ya que los resultados de los estudios *in vitro* realizados sobre dientes naturales no pueden ser

directamente aplicados a las prótesis implanto-soportadas (Akça et al., 2002; Chaar et al., 2011; Mehl et al., 2008; Tarica et al., 2010; Taylor et al., 2000a).

La elección del cemento debe estar basada en la necesidad de recuperación de la prótesis y en la facilidad de remoción de los excesos de cemento. Sin embargo, hay poca evidencia científica respecto a qué cementos son los más adecuados para asegurar la recuperabilidad de las restauraciones sobre implantes, postulándose para tal propósito tanto cementos provisionales como definitivos, pero sin consenso unánime acerca de cuál sea superior (Santosa et al., 2010), por eso muchos clínicos prefieren usar, para la cementación final, cementos provisionales o en su defecto el cemento menos retentivo, con el fin de asegurar la recuperabilidad (Akça et al., 2002; Covey et al., 2000; Heinemann et al., 2006; Mansour et al., 2002; Michalakis et al., 2000; Squier et al., 2001), aunque estos cementos tienen el inconveniente de su poca resistencia a la tracción y de su posible solubilidad en la cavidad oral, pudiendo dejar espacios en el margen de la restauración, que ponen en riesgo la salud periimplantaria y además requieren recementados frecuentes (Santosa et al., 2010). No obstante los cementos provisionales o relativamente débiles pueden funcionar por un período indefinido de tiempo para retener las restauraciones sobre implantes, debido a que los componentes que conectan la prótesis al implante no son flexibles durante la función (como el diente) y el ajuste entre los pilares metálicos y las coronas suele ser muy íntimo (Hill y Lott, 2011). De este modo, los cementos provisionales parecen comportarse más como definitivos, cuando se emplean para cementar restauraciones sobre implantes (Taylor et al., 2000b). Otros clínicos, por el contrario prefieren el empleo de cementos definitivos, debido al creciente incremento de la confianza en la estabilidad de la conexión atornillada entre el pilar y el implante, y a los altos porcentajes de supervivencia de los implantes, aconsejándolos cuando las características mecánicas no sean tan favorables, principalmente cuando el pilar implantario presente menor altura y anchura de lo recomendado (Akça et al., 2002; Bernal et al., 2003). No hay que olvidar que para obtener la retención deseada es precisa una correcta manipulación del cemento. Por otro lado el profesional debería tener un conocimiento de todas las opciones disponibles. Por desgracia, la rápida proliferación de cementos dentales y la creación de productos para múltiples usos, puede ser algo confusa. El clínico sin embargo,

no necesita saber cada detalle de todos los cementos empleados para cementar las restauraciones implanto-soportadas, basta con que tenga los conocimientos suficientes para saber elegir el cemento adecuado para cada situación clínica particular (Hill y Lott, 2011).

En los cementos empleados para cementar restauraciones implanto-soportadas se deben conocer sus propiedades físico-mecánicas y en particular su capacidad de retención (Akça et al., 2002; Bernal et al., 2003; Bresciano et al., 2005). No obstante no sólo el tipo y la composición química de los cementos influyen en la retención obtenida si no también otras **variables dependientes de la técnica** como variaciones en la viscosidad del cemento, espesor de la película, variaciones en la fuerza de asentamiento y duración de la fuerza aplicada y realización de una vía de escape (Kent et al., 1997). Entre ellas, la composición química de los cementos se ha citado como el factor más crítico en la retención, sin obviar el resto ni la importancia de la geometría del pilar, principalmente en lo que respecta a su altura y anchura (Santosa et al., 2010) y sin embargo, no hay un valor establecido de fuerza retentiva que pueda ser considerado como un umbral para el éxito clínico en las restauraciones implanto-soportadas cemento-retenidas (Heintze, 2010), puesto que cada caso es particular.

Con el propósito de obtener una evidencia más objetiva del rendimiento y de los valores retentivos de los cementos empleados para las restauraciones implanto-soportadas, se suelen someter éstos a carga cíclica compresiva y a ciclos térmicos, con el fin de simular *in vitro* las condiciones que se dan en la cavidad oral, como lo muestran los siguientes estudios al efecto. En los estudios que se citan a continuación, se detallarán los valores retentivos de los cementos que serán objeto de estudio de la presente tesis doctoral (cemento de resina con base de uretano, cemento de ionómero de vidrio, cemento de ionómero de vidrio modificado con resina, cemento de compómero y cemento de resina), obviando los datos de otros cementos de uso más o menos habitual.

a). Para **cementos de resina con base de uretano**, compararemos varios estudios, primero los que no aplican ciclos de carga compresiva y después otros con aplicación de ésta. Akashi et al. (2002) emplean 10 réplicas

de pilares CeraOne (acero inoxidable) de 12 mm y cofias de oro con un asa colada en la parte oclusal para los ensayos de tracción. Tras asentamiento de las cofias con presión digital, seguida de una carga constante de 5 kg mantenida durante 3 minutos con una prensa, se encuentra una retención de 61,8 N (cemento Improv). Esta retención es menor que la citada en el artículo de Cano-Batalla et al. (2012), donde se emplearon 36 pilares de titanio de 12° de conicidad con alturas de 4, 5 y 6 mm, atornillados a los análogos con un torque de 35 Ncm. Las cofias confeccionadas en cromo-cobalto se asentaron sobre los pilares, unos chorreados con óxido de aluminio de 50 µm y otros sin chorrear, aplicándoles una carga axial de 5 kg durante 10 minutos. Después se almacenaron en agua destilada a 37° C durante 24 h, tras lo cual se realizaron los ensayos de tracción hallando los siguientes valores retentivos: 137 N (pilar de 4 mm/chorreado), 173 N (pilar de 5 mm/chorreado), 142 N (pilar de 6 mm/chorreado) y 97 N (pilar de 4 mm/no chorreado), 81 N (pilar de 5 mm/no chorreado), 110 N (pilar de 6 mm/no chorreado) (cemento DentoTemp) Por otra parte, Ramp et al. (1999) emplearon la siguiente metodología: 10 pilares prefabricados en titanio Steri-Oss de 6° de conicidad apretados a los análogos con un torque de 35 Ncm y cofias en plata-paladio con un anillo incorporado en la parte oclusal para los ensayos de tracción. Las cofias se asentaron con una presión digital inicial de 5 segundos seguida de una carga de 6 kg mantenida durante 10 minutos; tras lo cual se almacenaron en agua destilada a 37° C durante 48 h y después se procedió a los ensayos de tracción, obteniendo un valor retentivo de 142,786 N (cemento Provilink), que es idéntico al obtenido por Cano-Batalla et al. (2012) cuando emplea el pilar de 6 mm chorreado (142 N). Igualmente señalar que Sheets et al. (2008) obtienen valores similares a los obtenidos por Ramp et al. (1999) y por Cano-Batalla et al, (2012): 130,8 N (cemento Improv + Vaselina), 172,4 N (cemento Improv) y 131,6 N (Cemento Premier Implant Cement), siendo por otra parte muy inferior el valor obtenido con el cemento Premier Implant Cement con vaselina, en el cual se obtuvo un valor retentivo de 31,6 N. Todos estos valores mencionados se obtuvieron con la metodología siguiente: 10 pilares de 6,38 mm de altura y 3° de conicidad atornillados sobre los análogos con un torque de 30 Ncm y cofias coladas en aleación no noble con una prolongación mínima de 10 mm en la parte oclusal para realizar la tracción. Las cofias con el cemento se asentaron sobre el pilar

con una carga uniforme 2 kg dejándose endurecer durante 24 h hasta la realización de los ensayos de tracción. Bernal et al. (2003) por su parte obtienen valores retentivos semejantes a los mencionados anteriormente cuando emplean pilares de 4 mm y 20°: (187,18 N) y de 4 mm: y 30° (125,44 N), siendo por otra parte muy superiores cuando emplean pilares de 8 mm/20°: (467,46 N) y de 8 mm/30° (266,56 N) con cemento Improv, siguiendo la metodología que se detalla a continuación: emplearon 32 pilares cilíndricos de titanio de 4 y 8 mm de altura y 20° y 30° de conicidad con una línea de terminación en hombro de 1 mm. Posteriormente, unas cofias confeccionadas en oro-paladio con un bucle en la superficie oclusal, se cementaron sobre los pilares con una fuerza de asentamiento de 10 kg y se colocaron en humedad a 37°C durante 1 h previa a los ensayos de tracción. En el mismo rango se encuentran los resultados de Reddy et al. (2015) utilizando 20 pilares de implante atornillados a sus análogos con un torque de 35 Ncm, de los cuales 10 fueron tratados con chorreado de partículas de AlO₂ de 50 µm, considerándose los otros 10 pilares como grupo control. Sobre ellos se cementaron las cofias y el conjunto se almacenó a 37°C y 100% de humedad durante 24 h, tras las cuales se procedió al ensayo de tracción obteniéndose unos valores de 184.86 N (sin chorreado) y 152.13 N (con chorreado) para cemento ImProv. Por otra parte, Alfaro et al. (2004) refieren valores retentivos de 343,9 N 30 min después del cementado y de 206,8 N tras permanecer 72h en solución salina (cemento Improv), mediante el procedimiento siguiente: empleo de 9 pilares anatómicos Steri-Oss fresados en titanio, de 6° de conicidad, atornillados a los análogos con un torque de 35 Ncm, cofias en aleación noble de alto contenido en paladio con un bucle en la parte superior para los ensayos de tracción y posterior asentamiento de las cofias con el cemento sobre los pilares con una presión digital inicial mantenida durante 5 segundos, seguida de una presión constante de 5 kg durante 10 minutos. Después las muestras permanecieron a temperatura ambiente durante 20 minutos más hasta completar 30 minutos tras el cementado para realizar el ensayo de tracción inicial. Por último se realizaron los ensayos de tracción final tras permanecer las muestras en solución salina a 37° C durante 72 h siendo dichos valores superiores a los obtenidos por Akashi et al. (2002), Cano-Batalla et al. (2012), Ramp et al. (1999) y Sheets et al. (2008). Valores ligeramente

mayores obtienen Garg et al. (2014) utilizando 10 pilares de titanio atornillados a sus análogos con un torque de 35 Ncm a los que se cementaron cofias de Cr-Ni arenadas con partículas de óxido de aluminio de 50 μm , presionándolas manualmente durante 10 segundos y posteriormente con una carga de 5 Kg durante 10 minutos. A continuación se almacenaron en suero salino durante 24h a 37°C de temperatura y finalmente se sometieron a tracción obteniéndose unos resultados de 333,86 N (cemento Premier implant). Para concluir con los ensayos sobre cementos de resina-uretano sin aplicar ciclos de carga, Bresciano et al, (2005) obtienen valores retentivos muy elevados y diversos debido a las múltiples variables de altura y conicidad de los pilares que emplean en su estudio, como se puede observar en los resultados que a continuación se detallan: pilares de 0°/5 mm: 333 N, 0°/7 mm: 492 N, 0°/9 mm: 584 N, pilares de 4°/5 mm: 271 N, 4°/7 mm: 352 N, 4°/9 mm: 553 N, pilares de 8°/5 mm: 185 N, 8°/7 mm: 334 y 8°/9 mm: 506 N (cemento Improv); pilares de 0°/5 mm: 318 N, 0°/7 mm: 456 N, 0°/9 mm: 562 N, pilares de 4°/5 mm: 261 N, 4°/7 mm: 328 N, 4°/9 mm: 429 N, pilares de 8°/5 mm: 155 N, 8°/7 mm: 316 N y 8°/9 mm: 416 N (cemento Improv + vaselina). La metodología seguida para la obtención de los valores retentivos citados es la siguiente: confección de 9 pilares de titanio mediante técnica CAD-CAM (Procera-Nobel Biocare) simulando premolares de 5 mm, 7 mm y 9 mm de altura con 0°, 4° y 8° de conicidad respectivamente. Cada pilar se atornilla mediante un tornillo de oro a su análogo, con un torque de 32 Ncm y se confeccionan cofias de oro-paladio con un bucle en la cara oclusal que luego se asientan sobre los pilares con presión digital inicial, seguida de una presión constante de 10 kg mantenida durante 10 minutos, dejándose luego en ambiente húmedo durante 24 h antes de realizar los ensayos de tracción.

Para el mismo tipo de cemento (temporal de resina con base de uretano), pero sometido a ciclos de carga compresiva, en el estudio de Pan et al. (2006) se emplean 56 pilares estéticos Steri-Oss 3.8 HL de 10 mm de altura y 3° de conicidad atornillados a los análogos con un torque de 35 Ncm. Se confeccionan cofias de 12 mm de altura y 8 mm de diámetro en plata-paladio, tras lo cual se procede al cementado de las mismas con presión manual seguida de una fuerza compresiva axial de 19,6 N (2 kg de peso) durante 1 h. Posteriormente se almacenan a 37° C y 100% de humedad durante 24 h y se

someten a 100.000 ciclos de carga compresiva y a 1000 ciclos térmicos en baños de agua destilada con temperaturas entre 5° y 55° C, encontrándose tras los ensayos de tracción los siguientes valores retentivos: 55 N (cemento Improv) y 63 N (cemento Provilink). El mismo grupo (Pan et al., 2007) siguiendo la misma metodología de investigación que en el año 2006, con la salvedad de emplear 35 pilares en vez de 56 pilares, refiere los siguientes valores retentivos: 39,2 N (cemento Improv), 32N (cemento Improv + vaselina) y 45,4 N (cemento Provilink), siendo estos valores ligeramente inferiores a los de su primer estudio. Siguiendo con Pan et al. (2015), en su estudio de 2015 con la misma metodología vuelven a encontrar valores similares 55 N (cemento Improv) y 65N (cemento Premier implant). Por otra parte, Kaar et al. (2006) encuentran valores retentivos muy superiores a los obtenidos por Pan et al, en todos sus estudios: 175,7 N (tras 0 ciclos), 155,8 N (tras 50.000 ciclos) y 139,1 N (tras 300.000 ciclos de carga) con la siguiente metodología: empleo de 12 pilares CeraOne atornillados sobre los análogos con tornillos de oro, a un torque de 32 Ncm y cofias de oro con un bucle de cromo-níquel, colado sobre la cara oclusal. A continuación se asentaron las cofias de oro cementadas sobre los pilares, con un peso de 1 kg durante 10 minutos y se almacenaron después a 37°C y 100% de humedad durante 84 h, transcurridas las cuales fueron sometidos a 0, 50.000 y 300.000 ciclos de carga compresiva con una frecuencia de 80 ciclos/min y una carga de 110 N antes de pasar a realizar los ensayos de tracción.

b). Para el **cemento temporal/definitivo de ionómero de vidrio**, en estudios sin ciclos de carga, Maeyama et al. (2005) emplean 8 pilares rectos Easy Abutment de 5 mm de altura y 6° de conicidad atornillados a los análogos con un torque de 35 Ncm y cofias en aleación de oro-paladio-platino con unos asideros en oclusal para los ensayos de tracción. Tras el asentamiento de las cofias con presión digital inicial, seguida de carga estática vertical de 100 N mantenida durante 10 minutos y almacenamiento posterior en agua a 37°C durante 24 h, encuentran un valor retentivo de 132 N (cemento Fuji I). Esta retención es ligeramente inferior a la referida por Sheets et al. (2008), quienes hallan una retención de 167,8 N (cemento Ketac Cem Aplicap) en su investigación con la siguiente metodología: 10 pilares de 6,38 mm y conicidad

3º, atornillados a los análogos con un torque de 30 Ncm y cofias coladas en aleación no noble con una prolongación mínima de 10 mm en la porción oclusal para los posteriores ensayos de tracción; que se asentaron con una carga uniforme de 2 kg dejándose fraguar el cemento durante 24 h antes de realizar dichos ensayos. Parámetros similares a los de Maeyama et al. (2005) y Sheets et al. (2008), aunque ligeramente superiores, se encuentran en el estudio de Clayton et al. (1997), que obtienen un valor retentivo de 171,108 N (Fuji I) con la siguiente metodología de trabajo: empleo de 20 pilares CeraOne (Nobel Biocare) y cilindros de oro tipo III con un bucle en la parte oclusal, que se cementan con una fuerza de asentamiento de 15 kg; dejándose reposar a 37°C durante 24 h y sometándose después a ciclos térmicos en agua destilada, en baños que oscilan entre 5°C y 55°C, hasta completar 1.000 ciclos. Por otra parte, Squier et al. (2001) hallan valores retentivos muy inferiores a los referidos por los autores anteriormente citados (Maeyama et al., 2005; Sheets et al., 2008 y Clayton et al., 1997), siendo éstos de: 49 N (pilar anodizado) y 24,5 N (pilar no anodizado) (cemento Fuji I). Para su estudio utilizan 60 pilares fresados de 5,5 mm y 8º de conicidad (ITI) atornillados a los análogos con un torque de 35 Ncm y cofias en aleación no noble, que se cementan con presión digital inicial, seguida de presión hidráulica de 10 kg mantenida durante 10 minutos, tras lo cual se dejan a temperatura ambiente durante 24 h y posteriormente se someten a ciclos térmicos entre 5,1°C y 56,1°C durante otras 24 h antes de la realización de los ensayos de tracción. También el estudio de Akça et al. (2002) arroja valores de 48,2 N (pilar 4 mm), 81,8 N (pilar 5,5 mm), 93,2 N (pilar 7 mm) y 50,7 N (pilar 4 mm-wide-neck) (cemento Meron), que son similares a los obtenidos por Squier et al. (2001), empleando pilares de 4 mm, si bien son ligeramente superiores cuando emplean pilares de 5,5 y 7 mm. La metodología seguida para la obtención de dichos resultados es la siguiente: utilizan 4 tipos de pilares macizos ITI con 6º de conicidad y 4 mm, 5,5 mm y 7 mm de longitud (implante estándar) y 4 mm (implante ancho "wide-neck"), atornillados a los análogos con un torque de 35 Ncm. Las cofias son de oro-paladio con un bucle en la cara oclusal y se cementaron con 0,1 ml de cemento, medido con una jeringa de insulina, sobre sus respectivos pilares, asentándose con presión digital inicial seguida de una carga estática vertical de 50 N. Hecho esto, los especímenes se colocaron en cubetas de Petri

sumergidos en saliva artificial a temperatura ambiente de $24^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ durante 24 h, momento en el que se procedió a realizar los ensayos de tracción. Güncü et al. (2011) presentan valores retentivos de 75,7 N (pilar esthetic abutment) y de 42,1 N (pilar easy abutment) (cemento Meron), que son similares a los hallados en los estudios precedentes de Akça et al. (2002) y de Squier et al. (2001). Su ensayo se realizó del modo siguiente: 30 pilares “easy abument” y 30 pilares “esthetic abutment” se atornillaron a los análogos con un torque de 35 Ncm y las cofias de oro-paladio se cementaron sobre ellos con presión digital inicial durante 5 segundos seguida de una carga de 5 kg mantenida durante 10 minutos. Transcurrido dicho tiempo el conjunto se almacenó en agua destilada a 37°C durante 24h y seguidamente se sometió a 1.000 ciclos térmicos con temperaturas entre 5°C y 55°C . Muy superior a la totalidad de los valores citados en los estudios precedentes, es el que encuentran Wolfart et al. (2006) los cuales señalan un valor de 469 N (cemento Ketac Cem Aplicap) empleando 20 pilares estándar de titanio (Camlog) de 6 mm de altura y 5° de conicidad, con una ranura de 5 mm y 0,5 mm de profundidad como elemento antirrotacional. El torque de atornillado fue de 20 Ncm. Las cofias se fabricaron en aleación noble con un bucle en la parte oclusal y se asentaron con una carga de 5 kg mantenida durante 10 minutos antes de proceder a la realización de los ensayos de tracción. Pero aún mayor es el resultado obtenido por Garg et al. (2014) cuando utilizan 10 pilares de titanio atornillados a sus análogos con un torque de 35 Ncm a los que se cementan cofias de Cr-Ni arenadas con partículas de óxido de aluminio de $50\ \mu\text{m}$, presionándolas manualmente durante 10 segundos y posteriormente con una carga de 5 Kg durante 10 minutos. A continuación se almacenan en suero salino durante 24 h a 37°C de temperatura y finalmente se someten a tracción. Los valores hallados fueron de unos resultados de 750,17 N (cemento GC Gold Label). En el lado opuesto, Nejatidanesh et al. (2012) refieren un valor retentivo de 13,41 N (cemento Fuji I), siendo el menor de todos los valores citados. La metodología de trabajo que usan para la obtención de dicho valor es la que se detalla a continuación: 20 pilares sólidos, de altura 5,5 mm y conicidad 8° (ITI), se atornillan con un torque de 35 Ncm a los análogos embebidos en un bloque de resina autopolimerizable mediante un paralelizador. A continuación se cementan sobre ellos las cofias de cromo-níquel, que llevan un bucle en la cara oclusal,

mediante una presión de 5 kg mantenida durante 10 segundos. Posteriormente se almacenan en una incubadora durante 24 h a 37°C y se sumergen en saliva artificial otros 7 días antes de realizar 5.000 ciclos térmicos con temperaturas entre 5°C y 55°C.

Para el mismo tipo de cemento, y ya en estudios con ciclos de carga compresiva, Dudley et al. (2008) encuentran los siguientes valores retentivos: 42,6 N (0 ciclos), 46,2 N (192 ciclos), 71,4 N (5.000 ciclos) y 60,2 N (10.000 ciclos) (cemento Ketac Cem), con la siguiente metodología de trabajo: tomaron 12 pilares de titanio synOcta de 5,5 mm de altura y 8° de conicidad y los atornillaron a análogos (Straumann) con un torque de 35 Ncm. Las cofias de oro-paladio se rellenaron en su totalidad con cemento y se asentaron sobre el pilar correspondiente con presión digital inicial mantenida durante 10 segundos, seguida de carga compresiva axial de 5 kg durante 5 minutos; pasados los cuales se almacenaron a 37°C durante 24 h en ambiente con un 100% de humedad y se sometieron a ciclos térmicos en agua destilada entre 5°C y 55°C hasta completar 500 ciclos. Posteriormente se sometieron también a carga compresiva cíclica: 0 ciclos, 192 ciclos, 5.000 ciclos y 10.000 ciclos.

Un estudio realizado por Mehl et al. (2016) compara la retención en distintas condiciones con y sin ciclos térmicos y/o de carga. Para ello disponen de 128 pilares de titanio de 4 mm de altura y 6° de conicidad apretados con 20 Ncm de torque a sus análogos a lo que se cementan cofias de cromo-cobalto confeccionadas mediante sistema CAD/CAM, con un bucle en la cara oclusal. Antes del cementado, la cara interna de las cofias y los pilares se arenaron con partículas de AlO₂ de 50 µm. El cemento se aplicó en una banda de 1 mm en el margen cervical de cada cofia y se asentaron con una fuerza de 5 kg durante 10 minutos almacenándose después en agua desionizada a 37°C durante 72 h. Pasadas las cuales, se dividieron las muestras en 4 grupos: uno fue sometido a 37.500 ciclos térmicos entre 5°C y 55°C, otro grupo recibió 1.200.000 ciclos de carga de 5 kg, el tercero se sometió a ambos procedimientos, mientras que el último permaneció en reposo en agua desionizada durante 10 días. Los resultados obtenidos para cemento Ketac Cem fueron: 264 N, 225 N, 235 N y 244 N respectivamente.

c). En cuanto al **cemento temporal/definitivo de compómero** no se han podido encontrar estudios en la bibliografía, tanto para la condición con ciclos de carga como sin ciclos de carga compresiva,

d). Por lo que se refiere al **cemento definitivo de ionómero de vidrio modificado con resina o híbrido**, en estudios sin ciclos de carga, Sheets et al. (2008) encuentran una retención de 147,5 N (cemento Fuji Plus Capsule) empleando 10 pilares de 6,38 mm y 3°, atornillados a los análogos con un torque de 30 Ncm y cofias coladas en aleación no noble con una prolongación en la cara oclusal. Se asientan las cofias sobre los pilares con una carga uniforme de 2 kg y se dejan endurecer durante 24 h antes de la realización de los ensayos de tracción. Esta retención de 147,5 N es semejante a la citada en el artículo de Mansour et al. (2002), que encuentran un valor de 166,404 N (cemento Protec Cem) con la siguiente metodología: utilización de 10 pilares macizos de titanio de 5,5 mm (ITI) atornillados con un torque de 35 Ncm a sus respectivos análogos y cofias de oro-paladio con un bucle en la cara oclusal, que se asentaron sobre los pilares con una carga de 5 kg mantenida durante 10 minutos; posteriormente se almacenaron durante 24 h a 37°C y humedad del 100% antes de realizar los ensayos de tracción. Un valor retentivo ligeramente superior a los anteriores (Sheets et al., 2008 y Mansour et al., 2002), es el hallado por Wahl et al. (2008) de 200,9 N (cemento Relyx Luting). Estos autores usan 40 réplicas de pilares hexagonales de estaño con sus respectivas cofias de titanio (Neodent), que fueron asentadas sobre los pilares con presión digital inicial seguida de una presión de 50 N mantenida con una prensa manual durante 10 minutos (previa aplicación de 0,1 ml de cemento en el interior de las mismas que se midió sirviéndose de una jeringa calibrada); seguidamente las muestras se almacenaron en agua destilada a 37°C durante 15 días, y tras ello se realizaron ciclos térmicos con temperaturas entre 5°C y 55°C hasta completar 1.000 ciclos. Clayton et al. (1997) por su parte encuentran una retención superior a la de los autores precedentes, siendo ésta de 281,946 N (cemento Vitremer). Para la obtención de dicho valor emplearon la metodología siguiente: 20 pilares CeraOne (Nobel Biocare) y cilindros de oro tipo III con un bucle en la parte superior. Se cementan los cilindros de oro sobre los pilares con una fuerza de asentamiento de 15 kg y se dejan a 37°C durante

24 h sometiéndolos a ciclos térmicos en baños de agua destilada entre 5°C y 55°C, hasta alcanzar los 1.000 ciclos. Squier et al. (2001) refieren unos valores de retención de: 220,5 N (pilar no anodizado) y de 313,6 N (pilar anodizado), siendo éstos semejantes a los citados en los estudios precedentes. La metodología para la obtención de dichos valores es la que sigue: empleo de 60 pilares fresados de 5,5 mm y 8° (ITI) y cofias en aleación noble; que se asientan con presión digital inicial seguida de presión hidráulica de 10 kg mantenida durante 10 minutos, tras lo cual se deja todo a temperatura ambiente durante 24 h y a continuación se someten a ciclos térmicos entre 5,1°C y 56,1°C durante otras 24 h antes de los ensayos de tracción. Nejatidanesh et al. (2014) refieren una retención de 320,97 N (cemento Fuji Plus), siendo esta de la misma magnitud que la citada en el estudio precedente de Squier et al. (2001) en lo referente al pilar anodizado (313,6 N). La metodología seguida fue: empleo de 20 pilares macizos de 5,5 mm y 8° (ITI) apretados a los análogos con un torque de 35 Ncm embebidos en un bloque de resina autopolimerizable con un paralelizador, tras lo cual se asentaron las cofias de cromo-níquel con un bucle en la cara oclusal sobre su pilar con una presión de 5 kg mantenida durante 10 segundos y posteriormente se almacenaron en una incubadora a 37°C durante 24 h y se sumergieron en saliva artificial otros 7 días antes de realizar 5.000 ciclos térmicos con temperaturas entre 5°C y 55°C. Maeyama et al. (2005) encuentran un valor retentivo de 477 N (cemento Fuji Luting), siendo éste muy superior a los resultados anteriormente citados. En su estudio emplearon 8 pilares rectos de 5 mm y 6° (Easy Abutment, Nobel Biocare) apretados a los análogos con un torque de 35 Ncm y cofias en aleación de oro-paladio-platino con unos asideros en oclusal para los ensayos de tracción. Posteriormente asientan las cofias con presión digital inicial seguida de carga estática vertical de 100 N mantenida durante 10 minutos y almacenan los especímenes en agua a 37°C durante 24 h. Para concluir con los estudios referentes al cemento de ionómero de vidrio modificado con resina sin ciclos de carga, se cita el trabajo de investigación de Akça et al. (2002) que utilizan la siguiente metodología: empleo de 4 tipos de pilares macizos ITI de 6° de conicidad y alturas de 4 mm, 5,5 mm y 7 mm (en implantes de plataforma estándar) y 4 mm (en implantes wide-neck de plataforma ancha) atornillados a los análogos con un torque de

35 Ncm y cofias en oro-platino-paladio con un bucle en la cara oclusal, las cuales fueron cementados con 0,1 ml de cemento medido con una jeringa de insulina sobre sus respectivos pilares y asentadas con presión digital inicial seguida de una carga estática vertical de 50 N; tras lo cual los especímenes se colocaron en cubetas de Petri con saliva artificial a temperatura ambiente de $24^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ durante 24 h, momento en el que se procedió a realizar los ensayos de tracción, obteniéndose los siguientes valores retentivos: 236,5 N (pilar 4 mm), 272,7 N (pilar 5,5 mm), 319,8 N (pilar 7 mm) y 240,7 N (pilar 4 mm-wide-neck) cuando se empleó cemento Vitremer, mientras que los valores para el cemento Protec Cem fueron de 132,1 N (pilar 4 mm), 176,5 N (pilar 5,5 mm), 243,7 N (pilar 7 mm) y 143,2 N (pilar 4 mm-wide-neck).

Para el cemento definitivo de ionómero de vidrio modificado con resina, en estudios con ciclos de carga compresiva Pan et al. (2006) encuentran un valor retentivo de 337 N (cemento Advance) con la siguiente metodología de investigación: empleo de 56 pilares rectos de titanio (Steri-Oss) de 10 mm y 3° de conicidad atornillados a los análogos con un torque de 35 Ncm; se confeccionan cofias en plata-paladio, tras lo cual se procede al cementado de las mismas con presión manual seguida de una fuerza compresiva axial de 19,6 N (2 kg de peso) durante 1 h. Posteriormente los especímenes se almacenan a 37°C y 100% de humedad durante 24 h y se someten a 100.000 ciclos de carga compresiva y a 1.000 ciclos térmicos en baños de agua destilada con temperaturas entre 5°C y 55°C .

e). En cuanto a los **cementos definitivos de resina**, en el estudio de Clayton et al. (1997) sin ciclos de carga, donde emplean 20 pilares CeraOne (Nobel Biocare) y cilindros de oro tipo III con un bucle en la parte superior, se cementan los cilindros de oro sobre los pilares con una fuerza de asentamiento de 15 kg y se dejan dichos especímenes a 37°C durante 24h sometiéndolos a ciclos térmicos en baños de agua destilada entre 5°C y 55°C hasta alcanzar los 1000 ciclos, hallando una retención de 302,82 N (cemento Panavia). Por su parte Squier et al. (2001) también encuentran un valor retentivo similar de 343 N cuando emplean pilares anodizados, siendo algo superior: 421,4 N al emplear pilares no anodizados (cemento Panavia 21 EX) realizando la

siguiente metodología: sobre 60 pilares fresados de 5,5 mm y 8° (ITI) se asientan cofias en aleación noble con presión digital inicial seguida de presión hidráulica de 10 kg mantenida durante 10 minutos, tras lo cual se dejan a temperatura ambiente durante 24 h y a continuación se someten a ciclos térmicos entre 5,1°C y 56,1°C durante otras 24 h antes de los ensayos de tracción. En el mismo rango de valores retentivos de los estudios precedentes se mueven Mansour et al. (2002), con un valor de 357,994 N (cemento Panavia 21) empleando la siguiente metodología: utilización de 10 pilares macizos de titanio de 5,5 mm (ITI) atornillados a un torque de 35 Ncm con sus respectivos análogos y cofias de oro-paladio con un bucle en la cara oclusal, que se asentaron sobre los pilares con una carga de 5 kg mantenida durante 10 minutos. Posteriormente los especímenes se almacenaron durante 24 h a 37°C y a 100% de humedad antes de la realización de los ensayos de tracción. La retención de los 3 estudios mencionados anteriormente es inferior a la referida por Maeyama et al, (2005) que citan en su estudio un valor retentivo de 478 N (cemento Panavia F 2.0) con la siguiente metodología: empleo de 8 pilares rectos Easy Abutment de 5 mm y 6° (Nobel Biocare) apretados a los análogos con un torque de 35 Ncm y cofias en aleación de oro-paladio-platino con unos agarres en oclusal para los ensayos de tracción; y posterior asentamiento de las cofias con presión digital inicial seguida de carga estática vertical de 100 N mantenida durante 10 minutos y almacenamiento de los especímenes en agua a 37°C durante 24 h. Wolfart et al. (2006) encuentran el mayor valor retentivo para los cementos de resina sin carga cíclica, siendo éste de 653 N (cemento Relyx Unicem Aplicap) para lo cual emplean 20 pilares estándar de titanio (Camlog) de 6 mm, 5° con una ranura de 5 mm y 0,5 mm de profundidad como elemento antirrotacional, apretados a los análogos con un torque de 20 Ncm. Las cofias se confeccionan en aleación noble con un bucle en la parte oclusal y se asentaron con una carga de 5 kg mantenida durante 10 minutos previos a la realización de los ensayos de tracción. Por otra parte, la menor retención se cita en el estudio de Nejatidanesh et al. (2012), siendo ésta de 194,36 N (cemento Panavia F 2.0) obtenidos con el método siguiente: empleo de 20 pilares macizos de 5,5 mm y 8° (ITI) atornillados con un torque de 35 Ncm a los análogos embebidos en un bloque de resina autopolimerizable, tras lo cual se asentaron las cofias de cromo-níquel con un bucle en la cara oclusal sobre sus

pilares con una presión de 5 kg mantenida durante 10 segundos y posteriormente se almacenaron en una incubadora a 37°C durante 24 h y se sumergieron en saliva artificial otros 7 días antes de realizar 5.000 ciclos térmicos con temperaturas entre 5°C y 55°C. Para concluir con los estudios referentes a los cementos de resina sin ciclos de carga, se cita el trabajo de Cano-Batalla et al. (2012) que empleando 36 pilares de titanio de 12° cortados a 4, 5 y 6 mm respectivamente y atornillados a los análogos con un torque de 35 Ncm y cofias en cromo-cobalto asentadas sobre los pilares sin chorrear y chorreados (óxido de aluminio 50 µm) con una carga axial de 5 kg durante 10 minutos que se almacenaron en agua destilada a 37° C durante 24 h, tras lo cual se realizaron los ensayos de tracción, obtuvieron los siguientes resultados: 153 N (pilar 4 mm/chorreado), 223 N (pilar 5 mm/chorreado), 183 N (pilar 6 mm/chorreado) y 154 N (pilar 4 mm/no chorreado), 186 N (pilar 5 mm/no chorreado) y 198 N (pilar 6 mm/no chorreado) (cemento Dento Cem).

Siguiendo con los cementos definitivos de resina esta vez sometidos a ciclos de carga compresiva, en el estudio de Pan et al. (2006) se presentan los siguientes valores retentivos: 351 N (cemento de resina C&B + All Bond 2) y 241 N (cemento de resina C&B + All Bond 2 sin primer B) con la siguiente metodología: empleo de 56 pilares de titanio rectos (Steri-Oss) de 10 mm y 3° atornillados con los análogos con un torque de 35 Ncm y cofias en plata-paladio y cementado de las mismas con presión manual seguida de una fuerza compresiva axial de 2 kg durante 1 h. Posteriormente los especímenes se almacenan a 37°C y 100% de humedad durante 24 h y se someten a 100.000 ciclos de carga compresiva y a 1.000 ciclos térmicos en baños de agua destilada con temperaturas entre 5°C y 55°C. Por otra parte, en el estudio de Dudley et al. (2008) encuentran los siguientes valores retentivos con diferente cantidad de ciclos de carga: 336,3 N (0 ciclos), 176,7 N (192 ciclos), 209,4 N (5.000 ciclos) y 196,8 N (10.000 ciclos) (cemento Panavia F), con la siguiente metodología de trabajo: empleo de 12 pilares de titanio synOcta de 5,5 mm y 8° (Straumann) atornillados a los análogos con un torque de 35 Ncm y cofias de oro-paladio que se rellenaron en totalidad con cemento y se asentaron sobre el pilar correspondiente con presión digital inicial mantenida durante 10 segundos seguida de carga compresiva axial de 5 kg durante 5 minutos; tras lo cual se almacenaron los especímenes a 37°C y 100% de humedad durante 24 h y se

sometieron a 500 ciclos térmicos en agua destilada entre 5°C y 55°C. Posteriormente las muestras se dividieron en 4 grupos que se sometieron a carga cíclica compresiva: 0 ciclos, 192 ciclos, 5.000 ciclos y 10.000 ciclos respectivamente para finalmente llevar a cabo el ensayo de tracción.

Un estudio realizado por Mehl et al. (2016) compara la retención en distintas condiciones con y sin ciclos térmicos y/o de carga. Para ello disponen de 128 pilares de titanio de 4 mm de altura y 6° de conicidad apretados con 20 Ncm de torque a sus análogos a lo que se cementan cofias de cromo-cobalto confeccionadas mediante sistema CAD/CAM, con un bucle en la cara oclusal. Antes del cementado, la cara interna de las cofias y los pilares se arenaron con partículas de AlO₂ de 50 µm. El cemento se aplicó en una banda de 1 mm en el margen cervical de cada cofia y se asentaron con una fuerza de 5 kg durante 10 minutos almacenándose después en agua desionizada a 37°C durante 72 h. Pasadas las cuales, se dividieron las muestras en 4 grupos: uno fue sometido a 37.500 ciclos térmicos entre 5°C y 55°C, otro grupo recibió 1.200.000 ciclos de carga de 5 kg, el tercero se sometió a ambos procedimientos, mientras que el último permaneció en reposo en agua desionizada durante 10 días. Los resultados obtenidos para los tres cementos de resina comparados fueron: para cemento Multilink Implant 311 N (ciclos térmicos), 275 N (ciclos de carga), 303 N (ciclos térmicos y carga) y 307 N (reposo control); para el cemento Retrieve 93 N (ciclos térmicos), 123 N (ciclos de carga), 102 N (ciclos térmicos y carga) y 154 N (reposo control); y para el cemento Telio CS Cem 81 N (ciclos térmicos), 81 N (ciclos de carga), 86 N (ciclos térmicos y carga) y 107 N (reposo control).

2.3.3. TÉCNICA Y PROTOCOLO DE CEMENTACIÓN

A la hora de cementar no sólo hay que tener en cuenta el tipo de cemento utilizado sino su comportamiento durante el proceso de cementación. Desde el punto de vista de la física los cementos son fluidos viscosos y pueden ser descritos por su respuesta cuando se aplica sobre ellos una fuerza. La mayoría de los fluidos son de naturaleza newtoniana (como el agua), es decir cuando se les aplica una fuerza su viscosidad permanece constante y fluyen hasta adquirir la forma del recipiente que los contiene. Los cementos por el

contrario se engloban en la categoría de fluidos no newtonianos. Estos materiales no fluyen ni se desplazan igual que el agua cuando actúan fuerzas sobre ellos. Eso puede constituir una ventaja porque al depositar el cemento en el interior de la corona, permanece dentro de ella aunque le demos la vuelta. Pero por otro lado al intentar emplazar la corona sobre el pilar, el cemento ejerce una resistencia a la compresión. Cuando la fuerza aplicada es suficiente para vencer esta resistencia el cemento fluye a lo largo de las paredes axiales del pilar y el posible exceso de cemento será extruido a lo largo del margen corona-pilar con gran presión y turbulencia. Hay que hacer notar dos efectos: a) el cemento en oclusal presenta una resistencia a la compresión que empuja a la corona hacia arriba oponiéndose a su asentamiento y b) el cemento extruido es expulsado con gran fuerza, tanta que puede ser lo suficientemente grande como para dañar la unión tipo hemidesmosoma existente entre el implante y los tejidos blandos circundantes (Wadhvani et al., 2015a).

Pero la forma de depositar el cemento dentro de la corona influye también en su modo de fluir. Una gran parte de los profesionales tienden a rellenar completamente la corona lo que supone tener que vencer la resistencia del cemento y por otra parte desperdiciar una gran cantidad de cemento, pues sólo se necesita aproximadamente un 3% del volumen total de la corona para conseguir la cementación y todo lo que se extruye como se ha expuesto es perjudicial. Algunos estudios (Wadhvani et al., 2012) han evaluado el efecto de aplicar el cemento en las paredes axiales del pilar cerca de la cara oclusal, pero sin incluirla. Cuando se asienta la corona el cemento es forzado hacia gingival recubriendo las paredes axiales y dejando un vacío en la cara oclusal lo que puede redundar en una reducción de la fuerza retentiva. En cambio si el cemento se aplica en la cara interna de la corona formando un anillo alrededor del margen, pero sin incluirlo, al aplicar la fuerza de asentamiento el cemento fluye en sentido contrario recubriendo las paredes del pilar hasta alcanzar la cara oclusal rellenándola. El cemento sobrante es menor y es expulsado con menos fuerza. Esta sería, pues, la forma ideal de rellenado de la corona para su cementación.

Una forma de ganar retención consiste en no sellar el conducto interior del pilar, que de este modo se rellenará de cemento actuando como elemento retentivo y a la vez vitando en parte la extrusión de cemento por el margen, si

bien tanto la mayor retención como el bloqueo del acceso al tornillo dificultarán la recuperación de la corona.

La velocidad de colocación de la corona también influye en el resultado de manera que un asentamiento demasiado rápido (0,25 seg) provoca una falta de sellado marginal, mientras que si es demasiado lento (1 seg o más) dejará un vacío en la zona oclusal. De modo que el tiempo de asentamiento más adecuado sería de 0,5 seg (Wadhvani et al., 2016)

2.3.4. CICLOS TÉRMICOS Y FUERZAS CÍCLICAS DE MASTICACIÓN

Los cementos que se emplean para cementar las prótesis implanto-soportadas, se ven sometidos en el medio oral a la influencia de ciclos térmicos y de fuerzas cíclicas de masticación, los cuales son de gran relevancia, puesto que determinan la supervivencia de las prótesis cementadas sobre implantes en el medio oral a largo plazo.

Los **ciclos térmicos** en las prótesis parciales implanto-soportadas cemento-retenidas han sido empleados para simular uno de los factores presentes en el entorno oral que puede afectar las propiedades retentivas de los cementos. Este proceso simula los cambios térmicos que se producen en la cavidad oral, siendo muy común su realización en los simuladores de laboratorio, aunque la reproducción exacta de las fluctuaciones de los ciclos térmicos que se dan en la cavidad oral es imposible, dado que estas dependen en gran medida de los hábitos nutricionales de cada individuo.

Para corroborar lo anteriormente dicho, Michalakis et al. (2007) en su estudio muestran el efecto perjudicial de los ciclos térmicos en las propiedades retentivas de cuatro cementos provisionales/temporales cementando prótesis parciales fijas implanto-soportadas de 2 y 4 unidades, hallando una disminución de la retención, dependiendo del cemento, entre el 15,89%-75,84% en el puente de dos unidades y entre el 7,37%-68,99% en el de cuatro unidades. La explicación es que durante los ciclos térmicos, ocurren cambios dimensionales tanto en los componentes metálicos (cofias, estructura, etc.) como en los

cementos dentales (provisionales y/o definitivos), principalmente debido a que los coeficientes de expansión térmica de las aleaciones de los colados y los cementos difieren mucho entre sí, y cuanto más se diferencian mayor es el porcentaje de pérdida de retención (de la Macorra y Pradies, 2002; Li y White, 1999; Michalakis et al., 2007). Asimismo, los cambios térmicos pueden inducir la propagación de grietas dentro del cemento provisional, (Roulet et al., 1989; Torstenson y Brannstrom, 1988), lo que unido a la expansión y contracción de los materiales restaurativos en respuesta a los ciclos térmicos somete al cemento a una tensión mecánica, pudiendo dar lugar a su fracaso (White et al., 1995) y/o aumento de la filtración marginal ya que se ha hallado que depende de la conductividad térmica y del coeficiente de expansión térmico de los materiales utilizados (Tjan y Chiu, 1989).

Con el propósito de simular mejor las oscilaciones de temperatura que tienen lugar en el medio oral, la mayor parte de estudios experimentales que tienen como objetivo ver la influencia de los ciclos térmicos en los cementos dentales emplean baños de agua, principalmente destilada entre 5°C y 55°C de temperatura, donde introducen los especímenes durante un número elevado de ciclos, alternándolos en cada temperatura durante unos 30 segundos aproximadamente, lo que permite valorar el efecto de degradación del cemento en situación clínica a lo largo del tiempo (Dudley et al., 2008; Michalakis et al., 2007; Pan et al., 2006; Pan et al., 2007; Squier et al., 2001; Pan et al., 2014; Mehl et al., 2016).

Si para simular los ciclos térmicos en la cavidad oral hay alguna posibilidad de aproximación, no lo hay tanto para simular **la carga cíclica compresiva** que ocurre durante el complejo proceso de masticación y que en suma es el efecto de mayor influencia en la pérdida de retención del cemento utilizado; y aunque se utilice carga cíclica compresiva para simular las tensiones oclusales que acontecen en el medio oral, y que pueden afectar las propiedades retentivas de los cementos, nunca se podrá hacer en condiciones similares a las de la masticación *in vivo* (Dudley et al., 2008).

La masticación es una de las principales funciones del aparato estomatognático y se trata de una acción compleja, un movimiento mandibular tridimensional que incluye además de la mandíbula, la lengua, las mejillas y los músculos masticatorios periorales y faciales con el fin de desmenuzar los alimentos e impregnarlos de saliva; todo ello bajo el control del sistema nervioso central modulado por impulsos periféricos. En general, la masticación es una actividad automática e involuntaria, que fácilmente puede pasar a un control voluntario cuando se desee, gracias a diferentes controles corticales y subcorticales, que no explicaremos dado que no son de interés en el presente proyecto de tesis doctoral. De las tres clásicas etapas que describen Ash y Ramfjord, (1996), las de mayor interés son el periodo final de la etapa de trituración en donde cortándose los alimentos en partículas más pequeñas el bolo alimenticio se desplaza gracias a la acción de los labios, carrillos y lengua hacia los premolares y sobretodo la etapa de molido, donde el bolo alimenticio alcanza la región de los molares, produciéndose el triturado final a través de ciclos masticatorios y por último la deglución. La reducción del bolo alimenticio durante la masticación es asegurada por una serie de movimientos rítmicos mandibulares de apertura y cierre acompañados de movimientos antero-posteriores y de lateralidad mandibular, que se conoce con el nombre de **Ciclo Masticatorio** con sus tres fases secuenciales características, fase oclusal, de apertura y cierre; siendo la de cierre la más interesante en este caso. En esta fase de cierre, la mandíbula se desplaza ligeramente de la línea media hacia el lado de trabajo y se inicia la fase de cierre que finaliza en la ya comentada fase oclusal; en esta etapa oclusal representada gráficamente por un área dentro de los 0,5 mm por debajo de la posición de máxima intercuspidadación, de duración no superior a 200 ms, la mandíbula se encuentra próxima o muy cerca de la posición de máxima intercuspidadación y también de la posición de relación céntrica, en donde la distancia entre cúspides de arcadas antagonistas es muy pequeña, de décimas de milímetro, de tal manera que pueden existir contactos dentarios (Ash y Ramfjord, 1996). La progresión de la fase de cierre supone trituración y un acercamiento de los dientes de ambas arcadas, a la vez que se reduce el desplazamiento lateral, de tal forma que cuando están separados 3 mm, el desplazamiento lateral es de aproximadamente 3-4 mm respecto a la posición de partida y las cúspides vestibulares inferiores están situadas casi

directamente por debajo de las vestibulares superiores. Aquí se inicia la verdadera trituración, en donde la mandíbula, guiada por las superficies oclusales de los dientes, permite que los planos inclinados de las cúspides pasen unos sobre otros para permitir el corte y desmenuzamiento de los alimentos llevándola a la posición de máxima intercuspidad, esto ya en tiempo de fase oclusal. Es evidente, que movimientos mandibulares laterales, laterales combinados y protrusivos que terminan en máxima intercuspidad, constituyen el patrón normal de masticación (Ash y Ramfjord, 1996).

A pesar de esta compleja dinámica, la morfología y las características oclusales con sus alteraciones estáticas o dinámicas, la fisonomía o tipología craneocefálica, el lado de masticación preferente o la masticación unilateral, el estado edéntulo o la pérdida de dientes y el tipo y características del alimento e incluso el sexo (Dudley et al., 2008; Kaar et al., 2006; Wilding y Shaikh, 1997), son algunos de los factores que influyen y alteran el ciclo masticatorio, y lo que es más importante, la actividad muscular y sus mecanismos nerviosos de control y regulación durante la masticación. Asimismo, el tipo, la resistencia, la consistencia y textura del alimento que se mastica también influye en la duración, frecuencia y otras características del ciclo masticatorio, (Hagberg, 1987; Proschel y Hoffman, 1988; Yamada y Yamamura, 1996). Para alimentos blandos el ciclo es débil y breve, y vigoroso y prolongado para los duros (Nagasawa et al., 1997), mostrando el movimiento masticatorio una pauta rítmica más rápida con comida blanda que con comida dura. Con alimentos blandos, predominan los movimientos de apertura y cierre, mientras que con los duros predominan los movimientos laterales. Por otro lado, está extensamente documentado que la textura de los alimentos influye en casi todos los aspectos del ciclo masticatorio, así modifica las fuerzas masticatorias (Horio y Kawamura, 1989; Bishop et al., 1990) y el trabajo muscular (Mioche et al., 1999); además en el artículo de Mioche et al. (1999) se cita una función que relaciona el trabajo muscular y la tensión del alimento, confirmando que la masticación se ajusta para acomodarse a la textura del alimento. En lo que respecta a las diferencias sexuales, parece que también influyen en el ciclo y el patrón de masticación, aunque no está suficientemente contrastado. Nagasawa et al. (1997) en un estudio de masticación en individuos sanos con varios

alimentos de distinta consistencia, refieren que las mujeres masticaban más lento, con menos fuerza y con una fase de apertura menor, y sin diferencias respecto a los hombres en la duración de la fase oclusal.

Evidentemente todos estos factores, movimientos dinámicos y demás características de la masticación no pueden ser simulados ni controlados en un ensayo *in vitro*, a lo más el número de ciclos e intensidad de carga. En opinión de Felton (1987), un ciclo de masticación de 80 ciclos/minuto, es una estimación razonable. Por consiguiente, si la masticación tiene lugar durante un total de 20 minutos/día como promedio, se pueden esperar 1600 ciclos/día (Patterson y Johns, 1992). Así 300.000 ciclos simulan el número de ciclos de masticación en 6 meses (Kaar et al., 2006). Conocido este dato, hay una fuerte evidencia de que la mayoría de los fallos mecánicos de las estructuras protésicas se producen después de varios años de uso (Wiskott et al., 1997). Por tanto, se podría inferir que las estructuras protésicas no se rompen como consecuencia de un ciclo único e intenso de aplicación de tensión, sino más bien como efecto final de un gran número de cargas repetitivas relativamente pequeñas (Wiskott et al., 1999). Del mismo modo, la unión del cemento en las restauraciones sobre implantes cemento-retenidas no falla por la aplicación de una única carga intensa, sino como consecuencia de un número elevado de ciclos de carga repetidos como consecuencia de la fatiga, (Wiskott et al., 1995). En general las fuerzas generadas durante la masticación pueden variar mucho entre individuos y entre las diferentes zonas de la arcada. Variaciones que están relacionadas con muchos factores, tales como: el tamaño muscular, la forma ósea, edad, sexo, grado de edentulismo, restauraciones protésicas y parafunción (Hsu et al., 2007). De este modo para Craig et al. (2002) las fuerzas axiales varían desde 200 N hasta 2440 N para los humanos adultos con dientes naturales; aunque quizás sea más realista vista la disparidad de valores dadas por unos y otros autores, cifrar en 100 N la carga promedio en dientes anteriores y 500 N en los últimos molares y hasta siete veces más en parafunciones. Asimismo, las fuerzas masticatorias además de fatiga crean una combinación de tensiones de compresión y tracción en las restauraciones, de las cuales es probable que las de tracción puedan contribuir más a la

descementación de las restauraciones, sin embargo, esta situación no es fácil de reproducir en un ensayo *in vitro*.

En apoyo de lo expuesto, Ongthiemsak et al. (2005) refieren en prótesis sobre implantes una pérdida de retención del cemento provisional de óxido de zinc-eugenol entre el 16,75% y el 19,68% tras medio millón, un millón y 5 millones de ciclos compresivos con la conclusión de que si bien la carga cíclica compresiva redujo la fuerza retentiva del cemento provisional, el incremento de los ciclos tuvo poca relación en dicha disminución. Para el mismo tipo de cemento y menor cantidad de ciclos (trescientos mil), Kaar et al. (2006) encuentran una disminución de la retención del 8,8% que aumentaba al 20,8% para el cemento temporal de resina uretano y al 27,2% para el cemento de policarboxilato. En un antiguo estudio, GaRey et al. (1994) se dieron cuenta de que la influencia del efecto combinado de la carga cíclica compresiva y de los ciclos térmicos era más determinante en la disminución de la fuerza retentiva de los cementos dentales, que la carga cíclica compresiva o los ciclos térmicos por separado. Después de someterlos a carga cíclica compresiva había diferencias significativas en la fuerza retentiva de los cementos y sin embargo un efecto mínimo en la fuerza retentiva después de someter los especímenes a ciclos térmicos. No son coincidentes con estos resultados los obtenidos por Mehl et al. (2016) en cuyo estudio encontraron la retención tras someter las muestras a ciclos térmicos era superior a la retención basal tanto si se aplicaban solos como si se combinaban con ciclos compresivos para la mayoría de los cementos estudiados. Para todos estos autores la carga cíclica compresiva y los ciclos térmicos eran procesos críticos para imitar el entorno oral "in vivo".

2.4. FILTRACIÓN

Uno de los hechos a tener en cuenta a la hora de elegir un cemento con vistas a su comportamiento futuro es la posible filtración de saliva, sustancias y microorganismos presentes en la cavidad oral, que podrían no sólo afectar a la integridad del cemento, con creación de espacios muertos, sino también favorecer acumulación de toxinas que son origen de enfermedad

periodontal o periimplantaria especialmente cuando el margen está localizado en el área subgingival (Pan et al, 2006; Gross et al., 1999). La filtración puede depender de varios factores como son la solubilidad del cemento y los cambios dimensionales sufridos por éste, como la contracción durante el fraguado, relacionadas ambas con el tipo de cemento, pero también del espesor de la capa de cemento, de la técnica de cementado, de la adherencia al sustrato y de mejor o peor adaptación de la restauración al pilar y al margen (Piattelli et al., 2001; Diaz-Arnold et al., 1999; White et al., 1995; Oyagüe et al., 2012; Castillo-Oyagüe et al., 2013). Las fuerzas compresivas y los coeficientes de expansión térmica, que varían mucho entre los distintos cementos, así como entre los diferentes materiales de restauración, pueden afectar tanto a la fuerza de retención como a la filtración (de la Macorra y Pradies, 2002; Li y White, 1999).

Se han realizado pocos estudios que evalúen la filtración de los distintos cementos en prótesis implanto-cementada, por eso la literatura disponible es escasa. Además los resultados son difícilmente comparables entre sí debido a que los métodos de evaluación son muy dispares.

Así Pan et al. (2006) en un estudio cementaron 56 cofias metálicas sobre sendos pilares de 10 mm de altura y 3° de conicidad con diferentes cementos y las sometieron a ciclos de carga y ciclos térmicos en baño de fucsina básica al 0.5%. Tras descementar las cofias la filtración observada fue casi nula en el 100% de las cofias con los cementos de resina (CR), al igual que con el cemento de ionómero de vidrio modificado con resina (CIVmR). En el caso de un cemento de resina con base uretano (CRU) sólo un 12,5 % de las cofias mostró una filtración que afectaba a la mitad inferior de la cara interna de la cofia.

Oyagüe et al. (2012) comparan tres cementos para sujeción de cofias coladas y sinterizadas, que tras ser cementadas se conservaban en agua destilada a 37°C durante 30 días. Encontrando que el grado de filtración dependía del tipo de cemento y no del método de fabricación de las cofias, siendo en el caso de CIVmR significativamente mayor que para los CR que apenas presentaban filtración. En otro estudio de similares características de este mismo grupo (Castillo-Oyagüe et al, 2013) en el que también compararon cofias coladas y sinterizadas pero distintos cementos, conservando las cofias a

37°C durante 60 días encontraron alto grado de filtración con CRU (que afectaba mayoritariamente a los 2/3 o al total de la cofia) ligeramente menor con CIVmR y casi nula en los CR.

3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

HIPÓTESIS

Del análisis y valoración crítica del estado actual del tema, surge la hipótesis de trabajo inicial:

“La retención y la filtración de cementos temporales, definitivos o temporales/definitivos usados en prótesis fijas unitarias implanto-soportadas cementadas es semejante después de un período extenso de masticación.”

Para dar respuesta a esta hipótesis tan general se plantean unos objetivos general y específicos más concretos.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL:

Valorar la retención y filtración postmasticación en coronas unitarias con cementos temporales y definitivos de uso en prótesis fija implanto-soportada.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

1. Cuantificar la fuerza de retención inicial y postmasticación de cada uno de los cementos usados en el ensayo.
2. Analizar cómo influyen los ciclos de masticación en la fuerza de retención final de cada uno.
3. Comparar y señalar qué diferencias de retención existen entre los diferentes cementos y deducir cuál es el más favorable en orden a la recuperabilidad de prótesis unitarias.
4. Evaluar el grado de filtración sufrido por los distintos cementos tras ser sometidos a cargas cíclicas.

Para dar respuesta a la hipótesis y los objetivos planteados, se diseña un plan de investigación, tipo **estudio experimental *in vitro* con datos independientes, aleatorizados y a doble ciego.**

4. MATERIAL Y METODOLOGÍA

4. MATERIAL Y METODOLOGÍA

4.1. MODELO DE TRABAJO Y CEMENTOS.

El modelo de trabajo es un bloque de resina autopolimerizable inmerso en un recipiente metálico rectangular del que sobresale un añadido en metilmetacrilato transparente en la parte superior que actúa como recipiente para el medio húmedo en el que se realizó el experimento.

En el bloque de resina se incrustaron y solidarizaron 5 análogos de implante estándar (Stark-D 4) de dimensiones 4 x 10 mm de la casa Sweden & Martina (Due Carrere, Italia) separados entre sí 10-12 mm y numerados en el exterior del recipiente del 1 al 5. En cada uno de los análogos se atornilló con llave de torque a 30 N un pilar macizo de 7 mm de altura y 6º de conicidad del mismo fabricante (Sweden & Martina, Due Carrere, Italia), **Figura 5**.

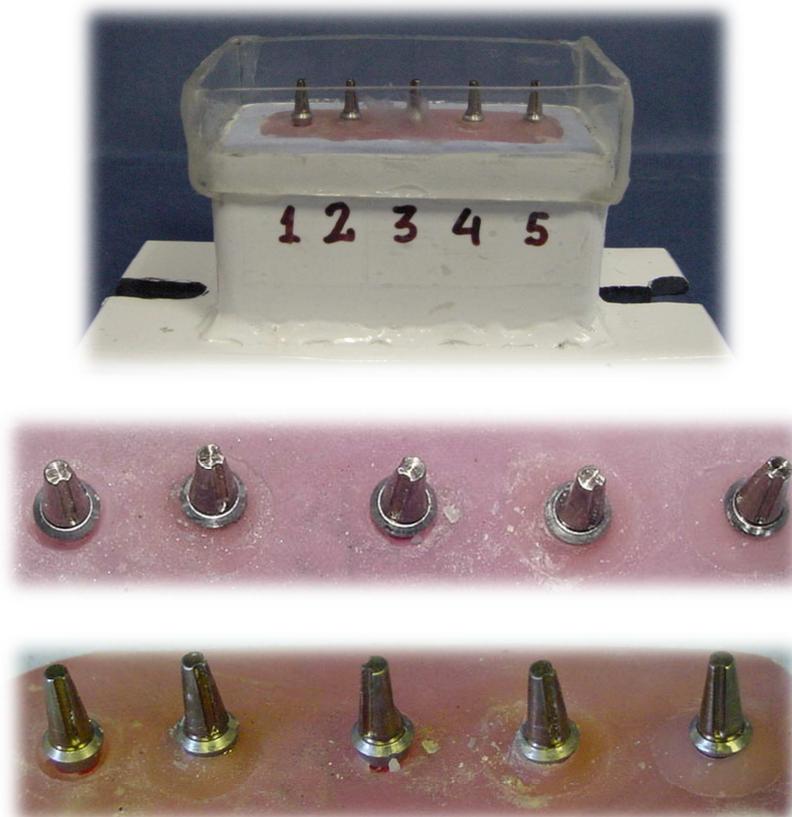


Figura 5. Modelo de trabajo con los pilares en diferentes perspectivas.

Los análogos de los implantes fueron colocados en el bloque de resina, después de la preparación de los lechos donde iban a ser colocados los mismos, por medio de una pieza de mano a baja velocidad y con la ayuda de una fresa redonda de carburo de tungsteno. Posteriormente, la mordaza de un micromotor montada en un paralelizador, sujetaba los análogos sumergiéndolos en el bloque de resina. Esto se realizó así, para asegurar que los análogos de los implantes estuviesen colocados paralelos unos respecto a los otros y que las cargas transmitidas a los mismos fuesen axiales, **Figura 6.**

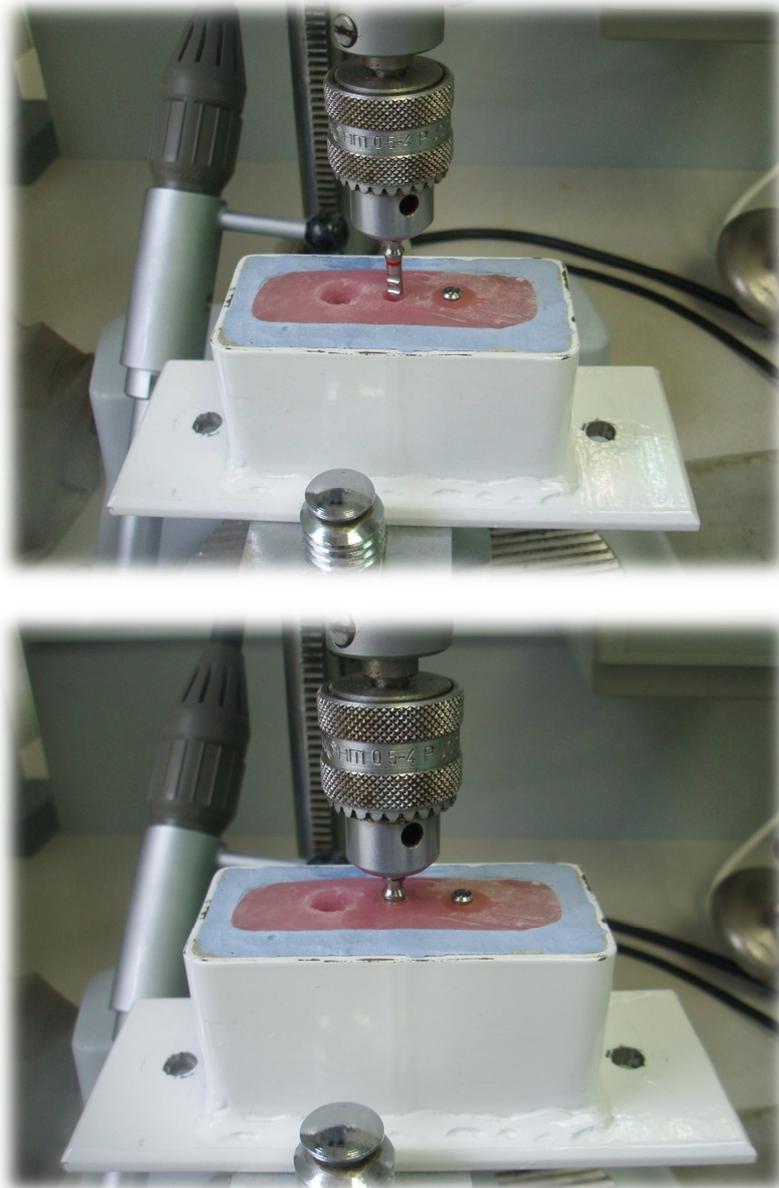


Figura 6. Mordaza del micromotor durante la colocación de los análogos de implante en el bloque de resina.

A partir de cofias calcinables específicas que ajustaban perfectamente al pilar y margen del implante, se construyeron 50 cofias metálicas numeradas aleatoriamente del 1 al 50 fabricadas en aleación de cromo-níquel, provistas en su cara oclusal de un anillo achatado como elemento de soporte para el aditamento a utilizar en los ensayos de tracción y de compresión, **Figura 7.**



Figura 7. Cofias numeradas y una de las cofias numerada y posicionada en el pilar correspondiente.

Las 50 cofias metálicas numeradas se distribuyeron aleatoriamente para los 5 grupos de cementos del ensayo (Grupos A, B, C, D y E), quedando cada grupo conformado por 10 cofias ($n = 10$). Asimismo, cada cofia de cada grupo se asignó aleatoriamente a la posición del pilar sobre el que se cementaría en el recipiente metálico.

Los grupos de cementos empleados fueron los siguientes:

Grupo A. Cemento de Ionómero de Vidrio modificado con Resina, (FujiCem Automix, GC Europe, Leuven Bélgica). (CIVmR)



Grupo B. Cemento de Ionómero de Vidrio convencional, (Fuji I Capsule, C Europe, Leuven Bélgica). (CIV)



Grupo C. Cemento de Compómero, (Stay Bond, de KDM, Kalma, Madrid, España). (CC)



Grupo D. Cemento de Resina, (Multilink Implant, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein). (CR)



Grupo E. Cemento de Resina con base de Uretano, (Premier Implant Cement, Premier, Plymouth Meeting, PA, USA). (CRU)



4.2. PROCEDIMIENTOS DE REGISTRO Y MEDIDA.

Conocida la cofia, el cemento con el que iba a ser cementada y el pilar sobre el que debía posicionarse, se procedía a su cementado. Los errores de manipulación y mezclado se minimizaron o anularon, pues la presentación de todos los cementos del ensayo fue en jeringa de automezcla o en cápsulas de mezcla mecánica (**Figura 8**), como también se anularon los sesgos de cantidad, al rellenar completamente la cofia con el cemento correspondiente, **Figura 9**.



Figura 8. Imagen de uno de los cementos en jeringa de automezcla.



Figura 9. Cofia completamente rellena de cemento.

Una vez colocado el cemento en la cofia, ésta se posicionaba sobre el pilar correspondiente y se asentaba con presión digital que se mantenía durante 20 segundos. No se eliminaban los excesos de cemento del margen y se esperaba 1/2 hora, **Figura 10.**



Figura 10. Cofia cementada con excesos en el margen.

Pasada 1/2 hora del cementado a temperatura ambiente, se preparaba la máquina y comenzaban los ensayos, que se realizaron conforme a la siguiente sistemática: para cada cofia, inmediatamente después de la primera 1/2 hora de cementado se eliminaban los excesos de cemento y se efectuaba el **Ensayo de Tracción Inicial (Figura 11)** registrando los resultados en la memoria del programa de registro.

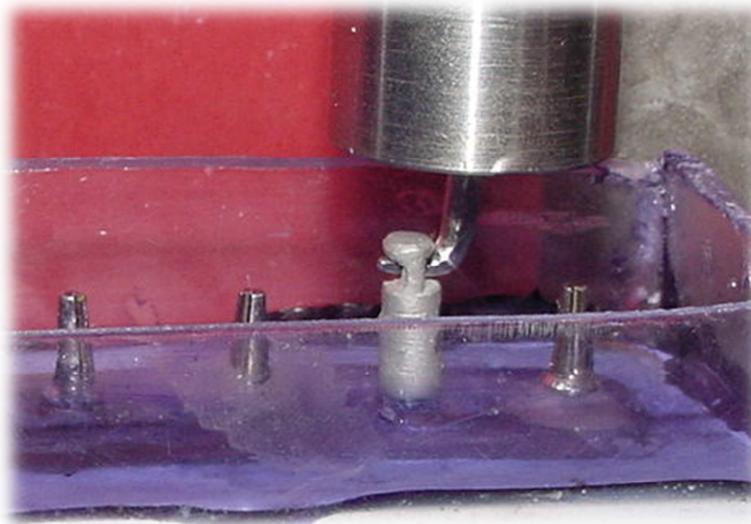


Figura 11. Ensayo de Tracción Inicial.

Finalizado el ensayo de tracción inicial, tanto el pilar como el interior de la cofia se limpiaron cuidadosamente de los restos de cemento con cucharillas y/o excavadores y se volvía a cementar la cofia. Completada la 1/2 hora de espera de esta segunda cementación, se procedía a rellenar el recipiente hasta cubrir los 2/3 tercios inferiores de la cofia con suero salino fisiológico coloreado a saturación con violeta de cristal, (**Figura 12**) y comenzaba el **Ensayo de Compresión**.



Figura 12. Violeta de cristal antes y preparado para colorear.

Cada ensayo de compresión se realizó en condiciones de carga cíclica de 100 N, con una frecuencia de 0,72 Hz hasta completar 100.000 ciclos, lo que se conseguía en aproximadamente 2,7 días, **Figura 13**.

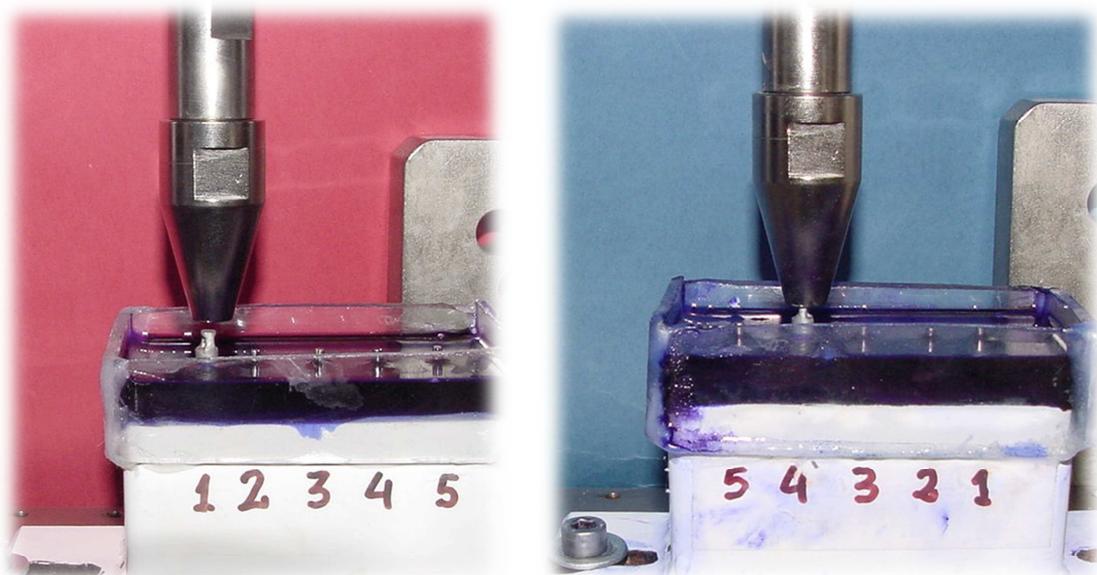


Figura 13. Ensayo de Compresión en medio líquido coloreado.

Finalizado el Ensayo de Compresión, se procedía a efectuar el **Ensayo de Tracción Final Postcarga Cíclica**, previa retirada del medio líquido con una jeringa, acople de la mordaza de tracción y ajuste de la máquina para hacer la tracción, **Figura 14**.

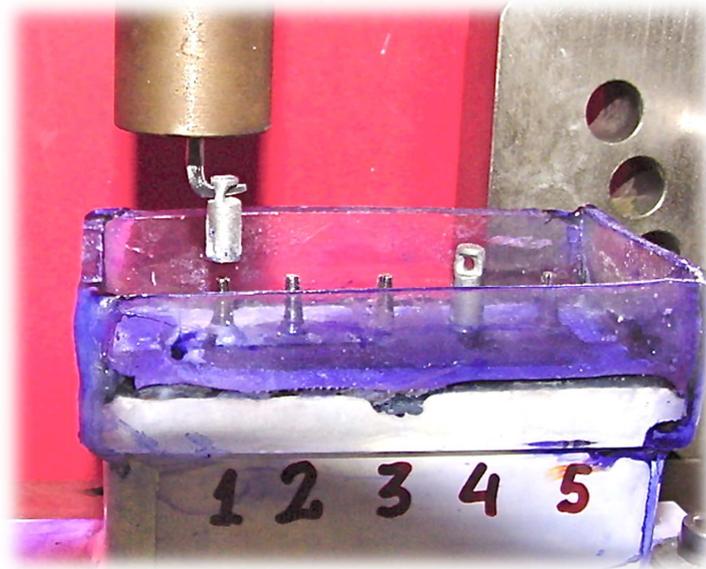


Figura 14. Máquina efectuando la Tracción Postcarga Cíclica.

Una vez finalizado cada ensayo de tracción final postcarga cíclica, los resultados obtenidos para cada cemento quedaban registrados en la memoria del programa.

Todos los ensayos de compresión y tracción se llevaron a cabo con una máquina de fluencia de carga de la casa MICROTEST (Madrid), modelo EM1/5FR y software específico para la máquina SCM3000 también de Microtest, **Figura 15**.



Figura 15. Máquina de fluencia de carga preparada para los ensayos

Una vez desinsertadas las cofias tras el Ensayo de Tracción Final Postcarga Cíclica cada una de ellas se cortó transversalmente en dos mitades con un disco diamantado de 0.4 mm de grosor (MOD13 127 mm x 0,7 mm x 12,7 mm, Struers, Bellarp, Dinamarca) utilizando una máquina de corte de precisión Minitom (Struers, Bellarp, Dinamarca), **Figuras 16, 17, 18 y 19.**



Figura 16. Máquina de corte de precisión.

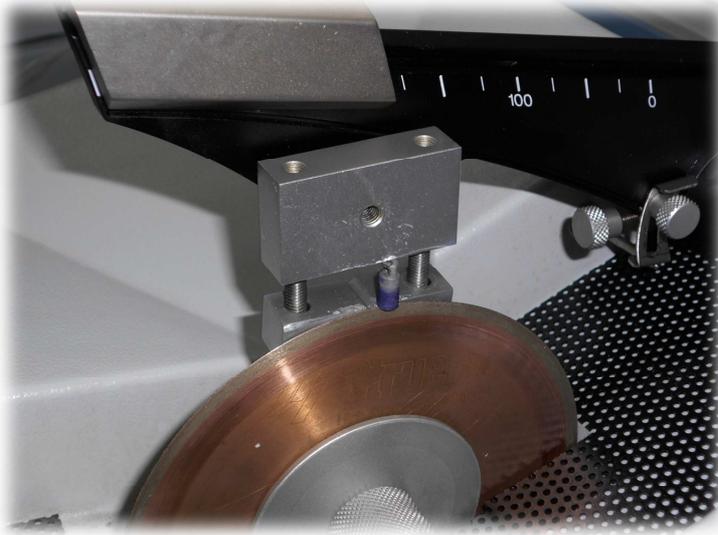


Figura 17. Cofia colocada en la máquina, sobre el disco diamantado, lista para ser cortada.

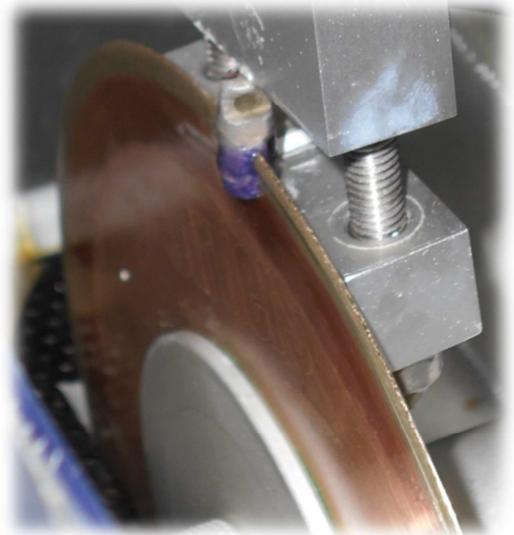


Figura 18. Detalle del proceso de corte.



Figura 19. Cofias cortadas a la mitad transversalmente.

A continuación se procedió a valorar la filtración mediante observación macroscópica, atendiendo a la presencia y localización de tinción con violeta de cristal en la cara interna de cada una de las mitades de cada cofia cortada. La filtración se categorizó en cinco grados numerados del 0 al 4, basándose en la escala propuesta por Tjan (Tjan y Chiu, 1989; Tjan et al., 1992), **Figura 20:**

Grado 0: no hay filtración.

Grado 1: filtración/tinción sólo en el margen.

Grado 2: filtración/tinción sólo en el tercio marginal de la cofia.

Grado 3: filtración/tinción en los 2/3 marginales de las paredes axiales.

Grado 4: filtración/tinción en todas las paredes axiales y la parte superior de la cofia.



Figura 20. Cofias con filtración Grado 0 (izda), 2 (centro) y 4 (dcha).

4.3. PROTOCOLO DE RECOGIDA DE DATOS

En total se efectuaron 50 ensayos de carga cíclica (10 diferentes para cada cemento) y sus correspondientes ensayos de tracción inicial y final. El software de la máquina registró los valores de los ensayos de tracción, gráfica y cuantitativamente, desde el inicio hasta la desinserción de las cofias, **Figura 21.** La valoración del grado de filtración se realizó visualmente.

Posteriormente todos los valores obtenidos se trasladaron a una matriz de datos confeccionada al efecto, que posteriormente se utilizó para realizar el análisis estadístico.

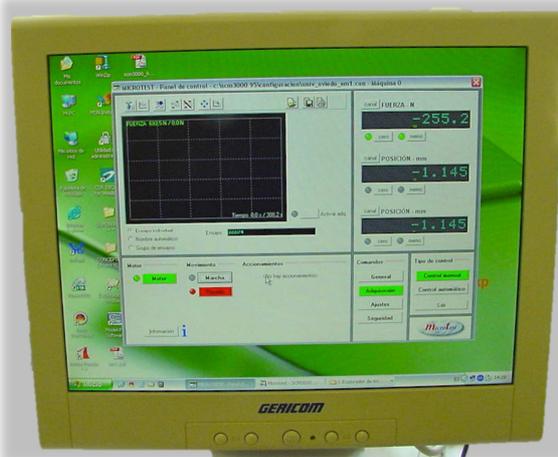


Figura 21. Imagen de la salida de resultados.

Se ha de señalar, que ni el encargado de manejar la máquina y hacer los ensayos, ni el que procesó y analizó los datos conocía a qué grupo pertenecía cada cemento; únicamente un operador diferente que efectuaba el cementado de las cofias conocía tal detalle.

4.4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos del estudio de tracción inicial y post carga compresiva cíclica se trataron estadísticamente de forma descriptiva con medidas de tendencia central y dispersión y representación gráfica con diagramas de barra y caja (boxplot). En la estadística analítica y para la comparación de variables se procedió a realizar un ajuste a la normalidad con la prueba de Kolmogorov-Smirnov y otras, y de acuerdo con su resultado se aplicaron pruebas paramétricas para datos independientes. En concreto Anova de una vía, nivel de significación del 0,05, intervalo de confianza del 95% y el test de comparaciones múltiples a posteriori de Tukey. En la interpretación de los intervalos de confianza, las diferencias significativas se establecen entre las variables que no comparten el cero.

Para el análisis estadístico del grado de filtración, al ser ésta una variable cualitativa, se hizo una estadística descriptiva por frecuencia (%). Para la estadística analítica se empleó un Test exacto de Fisher y para comparaciones dos a dos se aplicó la corrección de Bonferroni $p < (0,05/10)$ necesitando un nivel de significación de 0,005.

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS

GRUPO DE CEMENTO	TIPO DE CEMENTO	TRACCIÓN INICIAL (N)	TRACCIÓN FINAL (N)
A	CIVmR	328,6	102,2
A	CIVmR	162,7	121,1
A	CIVmR	159,2	74,6
A	CIVmR	370,3	319,0
A	CIVmR	249,4	224,4
A	CIVmR	249,9	205,7
B	CIV	84,0	22,8
B	CIV	92,0	38,9
B	CIV	137,5	119,8
B	CIV	74,31	52,2
B	CIV	149,5	59,2
B	CIV	72,7	30,0
B	CIV	130,4	43,9
B	CIV	62,9	36,0
C	CC	147,2	115,7
C	CC	255,2	70,1
C	CC	91,5	43,3
C	CC	147,2	70,1
C	CC	164,6	76,4
C	CC	161,1	75,1
D	CR	440,3	367,9
D	CR	377,0	262,7
D	CR	359,3	318,9
D	CR	537,5	336,2
D	CR	504,5	490,2
D	CR	440,3	336,2
E	CRU	223,9	153,9
E	CRU	110,9	10,4
E	CRU	129,5	35,7
E	CRU	161,3	23,5
E	CRU	167,7	19,2
E	CRU	156,3	15,7
E	CRU	240,6	111,0
E	CRU	207,9	200,6

Tabla I. Datos de todos los ensayos y cementos utilizados para el análisis estadístico (N=Newtons; CIVmR=Cemento de Ionómero de Vidrio modificado con Resina; CIV=Cemento de Ionómero de Vidrio; CC=Cemento de Compómero; CR=Cemento de Resina; CRU=Cemento de resina con base de Uretano).

Los resultados que se ofrecen muestran los datos referidos a los ensayos en los que los valores eran coherentes, incorporando sólo al análisis estadístico aquellos valores de retención final o postmasticación que eran inferiores a los de retención inicial de cada cemento; valores mayores se

consideran erróneos y por eso se han eliminado. No obstante no se encontró una explicación razonable para tales resultados a pesar de que se registraron en todos los grupos de cementos: 4 valores en los grupos de cementos CIVmR, CC y CR y dos en los grupos CIV y CRU, quedando para el análisis estadístico los datos de 6 ensayos para los grupos CIVmR, CC y CR, y 8 para los grupos CIV y CRU. La **Tabla I** muestra los datos crudos de retención inicial y postmasticación de todos los grupos de ensayos y cementos.

5.1. RETENCIÓN INICIAL, POSTMASTICACIÓN E ÍNDICE DE RETENCIÓN DE CADA CEMENTO.

La **Tabla II** muestra los estadísticos de tendencia central (promedio) y dispersión (desviación estándar) de la retención inicial, la retención postmasticación y el índice de retención de todos los cementos; la **Gráfica 1** es la representación en diagrama de barras de esos valores y las **Gráficas 2, 3 y 4** mediante boxplot.

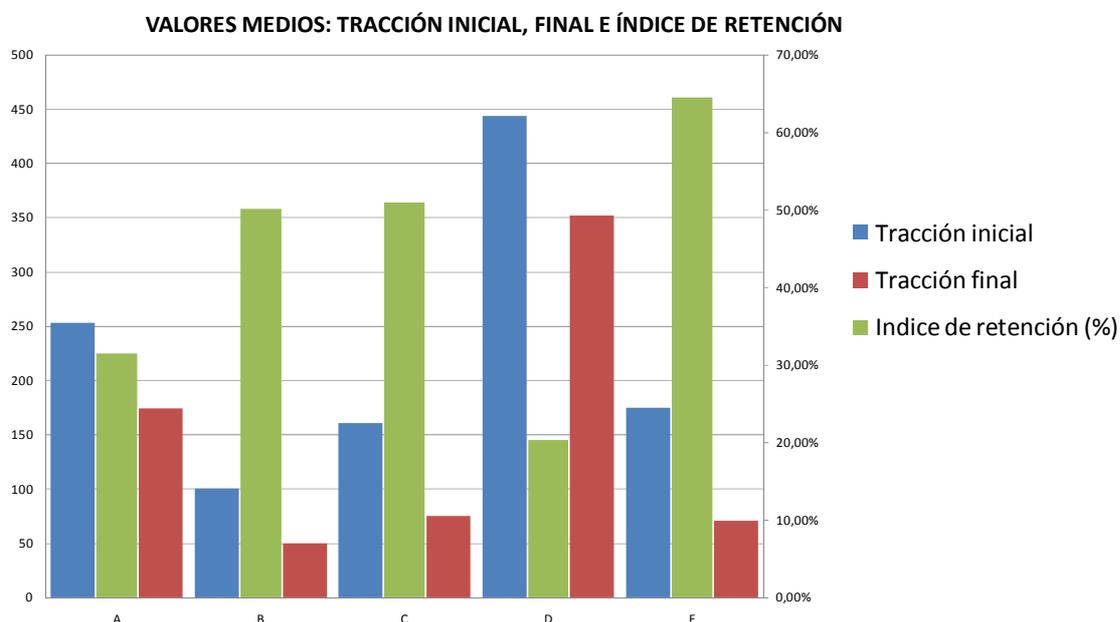
CEMENTO (GRUPO)	CATEGORÍA	RETENCIÓN INICIAL	RETENCIÓN POSTMASTICACIÓN	VALOR de p	DIFERENCIA RETENCIÓN	ÍNDICE DE RETENCIÓN (%)
CIVmR (A)	Definitivo	253,35 (85,38)	174,50 (92,09)	0,155 NS	78,85	31,53
CIV (B)	Temporal/ definitivo	100,41 (33,55)	50,35 (30,37)	0,007 S	50,06	50,17
CC (C)	Temporal/ definitivo	161,13 (53,34)	75,12 (72,63)	0,005 S	86,01	50,99
CR (D)	Definitivo	443,15 (69,41)	352,02 (76,05)	0,055 NS	91,13	20,32
CRU €	Temporal	174,76 (45,59)	71,25 (73,86)	0,005 S	103,51	64,45

Tabla II. Promedio de retención inicial, postmasticación e índice de retención de todos los cementos, desviación estándar entre paréntesis. Valores en Newtons.

Destacar que pasados 30 minutos del cementado de la cofia metálica sobre el pilar correspondiente, el cemento que mayor retención inicial mostraba era el Cemento CR con un promedio de 443,15 N (SD = 69,41), aproximadamente cuatro veces y media más que la del cemento CIV que era el que menor retención exhibía (100,41 N); dos veces y media más que el cemento CRU (174,76 N), casi tres veces más que el cemento CC y un 175%

más que el cemento CIVmR que era el segundo que mayor valor inicial de retención ofrecía.

Después de completado el ciclo de masticación propuesto, el cemento CR seguía ofreciendo la mayor retención manteniendo un promedio de 352,02 N, mayor que el resto de cementos en estudio, y aunque había perdido un cuarto de la retención inicial (91,13 N) las diferencias no eran estadísticamente significativas. Seguido del cemento CIVmR como en la retención inicial, y al que le ocurre similar porcentaje de disminución de la retención inicial también no significativamente. Para el resto de cementos, el CIV y el CC mostraban un 50% menos de retención respecto a los valores iniciales, aunque la retención postmasticación del CC es mayor que la del CIV que es el que menor retención postmasticación mostraba; para estos cementos las diferencias entre estas retenciones eran significativas. La retención postmasticación del cemento CRU era semejante a la del cemento CC, aunque era el cemento que más retención había perdido con diferencias significativas con respecto a la inicial.



Gráfica 1. Diagrama de barras del promedio de retención, inicial postmasticación e índice de retención de todos los cementos.

Si se entiende el **Índice de Retención** como el porcentaje de variación o de pérdida de retención de la retención postmasticación respecto a la inicial, expresado en la fórmula:

$$\text{Índice de Retención} = \left(1 - \frac{\text{Retención postmasticacion}}{\text{Retención inicial}}\right) \times 100$$

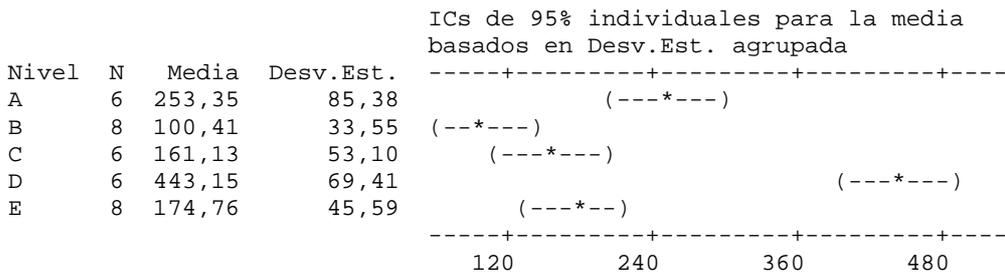
Se constata según la **Tabla I** y la **Gráfica 1** que el cemento que menos retención ha perdido después del ensayo de masticación respecto a valores iniciales es el cemento CR aproximadamente con 1/5 de disminución de la retención (20,32% menos); seguido del cemento CIVmR con un 31,53% menos de retención de la inicial. Los cementos CIV y CC ofrecen una retención postmasticación un 50% menor que la inicial, y el cemento CRU es el que más retención pierde con un 64,45% menos respecto a la inicial.

Comparando los valores de retención inicial de todos los cementos considerados globalmente, la **Tabla III** muestra las salidas del análisis multivariante en el que se observa que para la retención inicial, el cemento CR establece diferencias significativas con los otros cuatro cementos; a su vez para esta retención inicial el cemento CIVmR es diferente significativamente del CR y del CIV; los cementos CC y el CRU sólo son estadísticamente diferentes del CR y el cemento CIV establece diferencias significativas con los cementos CIVmR y CR.

ANOVA unidireccional: TRACCIÓN INICIAL vs. CEMENTO

Fuente	GL	SC	CM	F	P
CEMENTO	4	456500	114125	34,10	0,000
Error	29	97063	3347		
Total	33	553563			

S = 57,85 R-cuad. = 82,47% R-cuad.(ajustado) = 80,05%



Desv.Est. agrupada = 57,85
 Agrupar información utilizando el método de Tukey

CEMENTO	N	Media	Agrupación
D	6	443,15	1
A	6	253,35	2
E	8	174,76	2 3
C	6	161,13	2 3
B	8	100,41	3

Las medias que no comparten ningún número son significativamente diferentes.
 Intervalos de confianza simultáneos de Tukey del 95%

Tabla III. Resultados comparación retención inicial de todos los cementos.

Por otro lado haciendo comparaciones no globales de todos los cementos entre sí, sino dos a dos, se constata que los resultados son similares o idénticos a los obtenidos por el análisis multivariante, **Tabla IV**.

Todas las comparaciones de dos a dos entre los niveles de CEMENTO

Nivel de confianza individual = 99,31%

CEMENTO = A restado de:

CEMENTO	Inferior	Centro	Superior	
B	-243,74	-152,94	-62,13	(---*---)
C	-189,29	-92,22	4,86	(---*---)
D	92,73	189,80	286,87	(---*--)
E	-169,39	-78,59	12,21	(---*--)

-250 0 250 500

CEMENTO = B restado de:

CEMENTO	Inferior	Centro	Superior	
C	-30,08	60,72	151,52	(--*---)
D	251,93	342,74	433,54	(---*---)
E	-9,72	74,35	158,42	(--*---)

-250 0 250 500

CEMENTO = C restado de:

CEMENTO	Inferior	Centro	Superior	
D	184,94	282,02	379,09	(---*---)
E	-77,17	13,63	104,43	(---*---)

-250 0 250 500

CEMENTO = D restado de:

CEMENTO	Inferior	Centro	Superior	
E	-359,19	-268,39	-177,59	(--*---)

-250 0 250 500

Tabla IV. Resultados de las comparaciones dos a dos de las retenciones iniciales de los cementos.

Comparando la retención postmasticación de los 5 cementos entre sí para determinar si las diferencias entre ellos son significativas o por el contrario la retención postmasticación es semejante entre ellos, la **Tabla V** muestra que hay diferencias significativas entre la retención postmasticación del cemento CR con el resto de cementos; que para el cemento CIVmR ésta es diferente significativamente del CIV, CC y CRU; que el cemento CC sólo es diferente del cemento CR y que a su vez los cementos CIV y CRU son semejantes para la retención postmasticación al cemento CC y diferentes significativamente del

cemento CIVmR y del CR. Y comparados dos a dos la retención postmastificación, se obtienen idénticos resultados.

ANOVA unidireccional: TRACCIÓN FINAL vs. CEMENTO

Fuente	GL	SC	CM	F	P
CEMENTO	4	403286	100821	24,64	0,000
Error	29	118675	4092		
Total	33	521961			

S = 63,97 R-cuad. = 77,26% R-cuad.(ajustado) = 74,13%

ICs de 95% individuales para la media basados en Desv.Est. agrupada

Nivel	N	Media	Desv.Est.	Intervalo de confianza	
A	6	174,50	92,09	(---*---)	
B	8	50,35	30,37	(---*---)	
C	6	75,12	23,29	(---*---)	
D	6	352,02	76,05		(---*---)
E	8	71,25	73,86	(---*---)	

Desv.Est. agrupada = 63,97

Agrupar información utilizando el método de Tukey

CEMENTO	N	Media	Agrupación
D	6	352,02	1
A	6	174,50	2
C	6	75,12	2 3
E	8	71,25	3
B	8	50,35	3

Las medias que no comparten ningún número son significativamente diferentes. Intervalos de confianza simultáneos de Tukey del 95%

Todas las comparaciones de dos a dos entre los niveles de CEMENTO Nivel de confianza individual = 99,31%

CEMENTO = A restado de:

CEMENTO	Inferior	Centro	Superior	Intervalo de confianza	
B	-224,55	-124,15	-23,74	(---*---)	
C	-206,72	-99,38	7,95	(---*---)	
D	70,18	177,52	284,85		(---*---)
E	-203,65	-103,25	-2,85	(---*---)	

CEMENTO = B restado de:

CEMENTO	Inferior	Centro	Superior	Intervalo de confianza	
C	-75,64	24,76	125,17	(---*---)	
D	201,26	301,66	402,07		(---*---)
E	-72,06	20,90	113,85	(---*---)	

CEMENTO = C restado de:

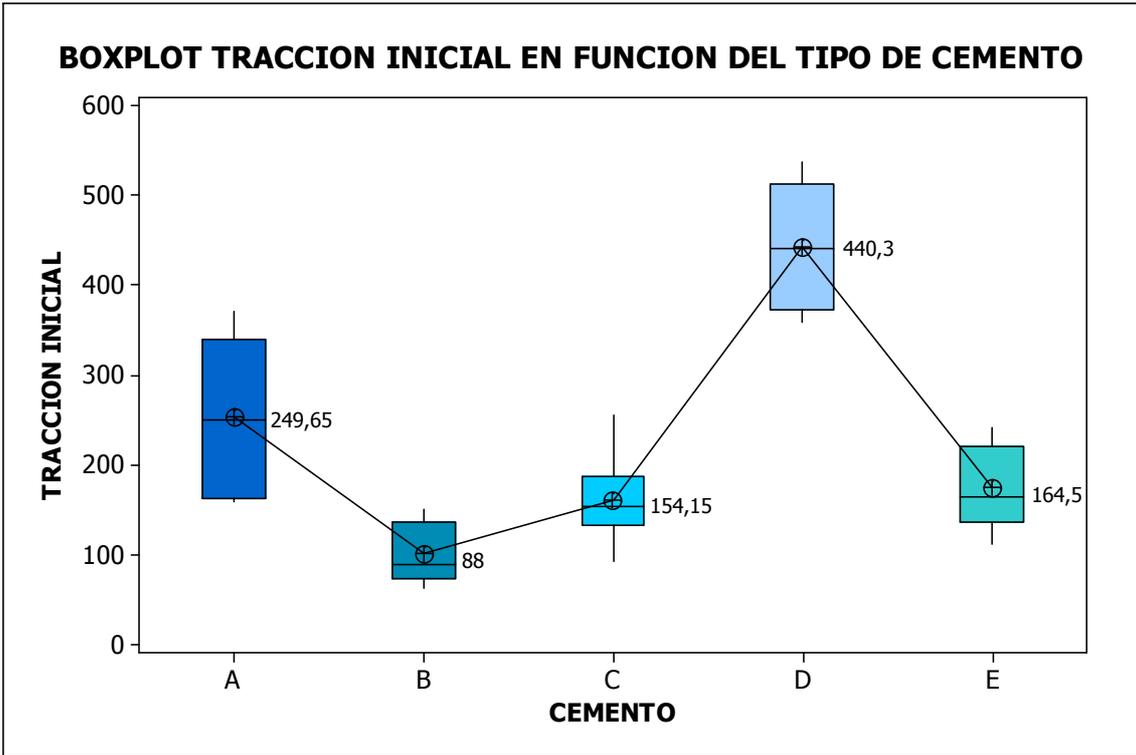
CEMENTO	Inferior	Centro	Superior	Intervalo de confianza	
D	169,56	276,90	384,24		(---*---)
E	-104,27	-3,87	96,54	(---*---)	

CEMENTO = D restado de:

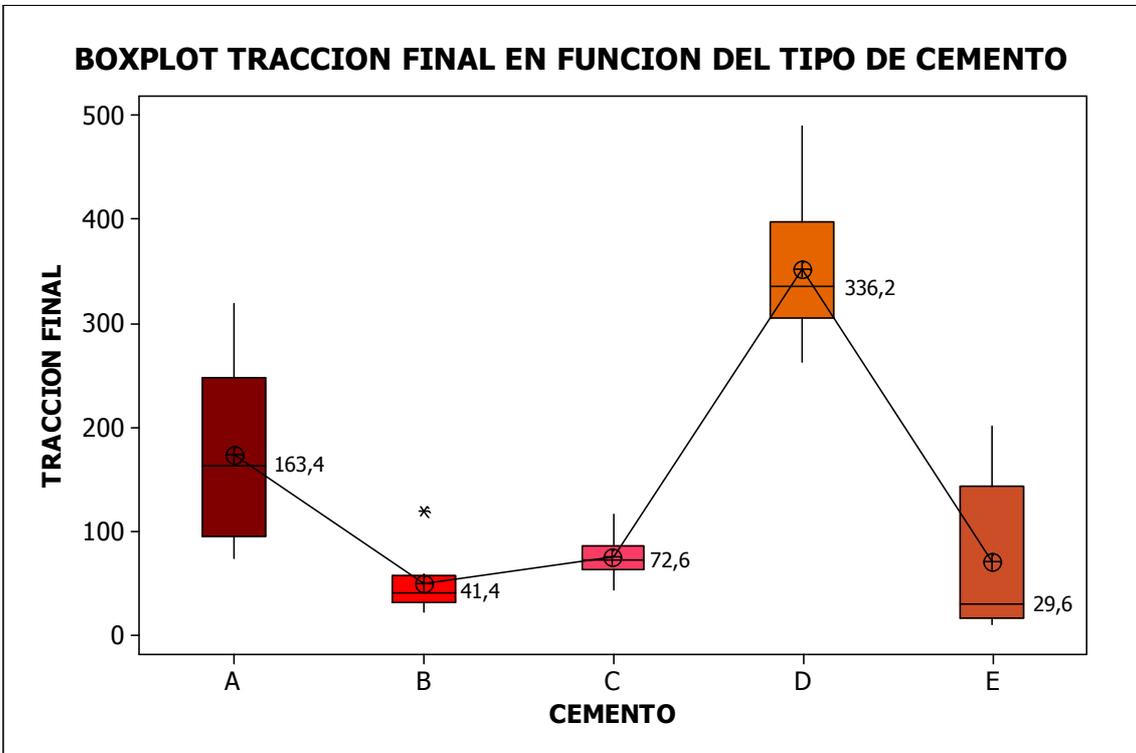
CEMENTO	Inferior	Centro	Superior	Intervalo de confianza	
E	-381,17	-280,77	-180,36	(---*---)	

TABLA V. Resultados comparación retención postmastificación de todos los cementos entre si y dos a dos.

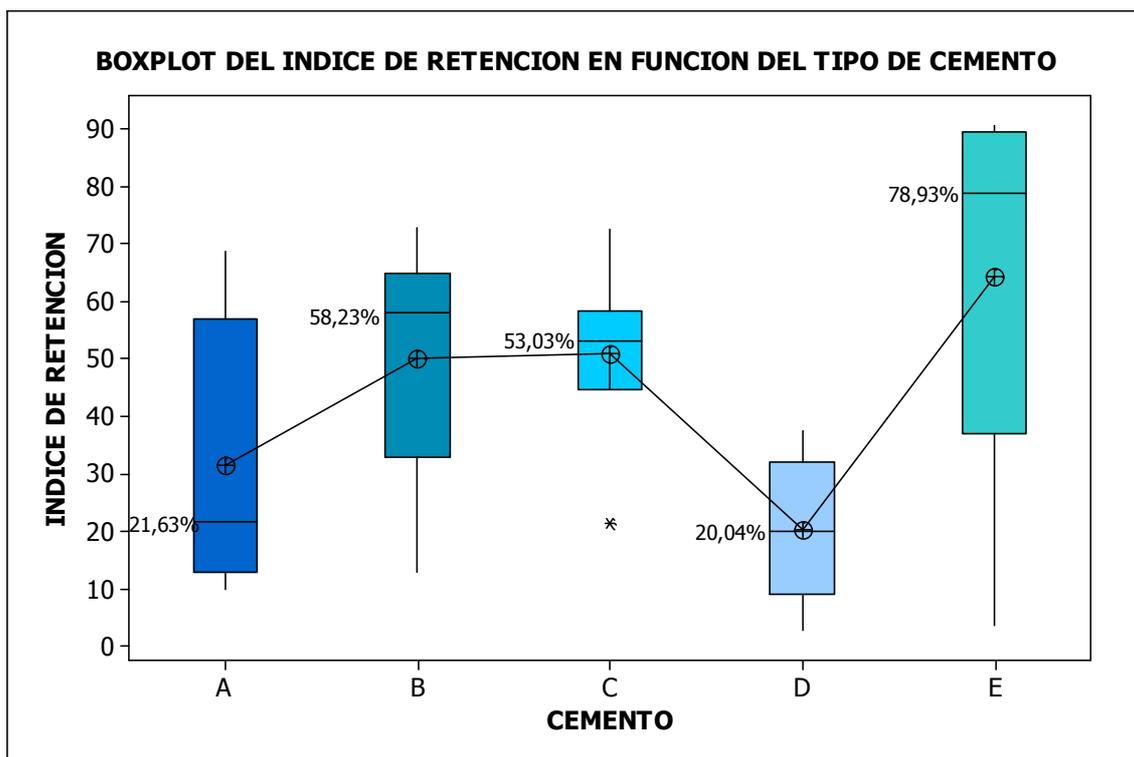
Para comparar si hay diferencias significativas entre los diferentes índices de retención de los cementos o lo que es lo mismo, si el porcentaje de pérdida de retención postmasticación es semejante o no, se comparan globalmente, y como se puede ver en la **Tabla VI** el índice de retención del cemento CRU sólo es diferente significativamente del cemento CR y semejante al de los cementos CIVmR, CIV, y CC y lo mismo ocurre con el índice de retención del cemento CR. El índice de retención de los cementos CIVmR, CIV, y CC son semejantes entre sí y con el resto de cementos. Idénticos resultados cuando se comparan dos a dos.



Gráfica 2. Representación gráfica en boxplot de la retención inicial de cada cemento. El valor en cada caja es la mediana, el circulito la media aritmética, el borde inferior de cada caja el 1º cuartil y el superior el 3º cuartil.



Gráfica 3. Representación gráfica en boxplot de la retención postmasticación de cada cemento.



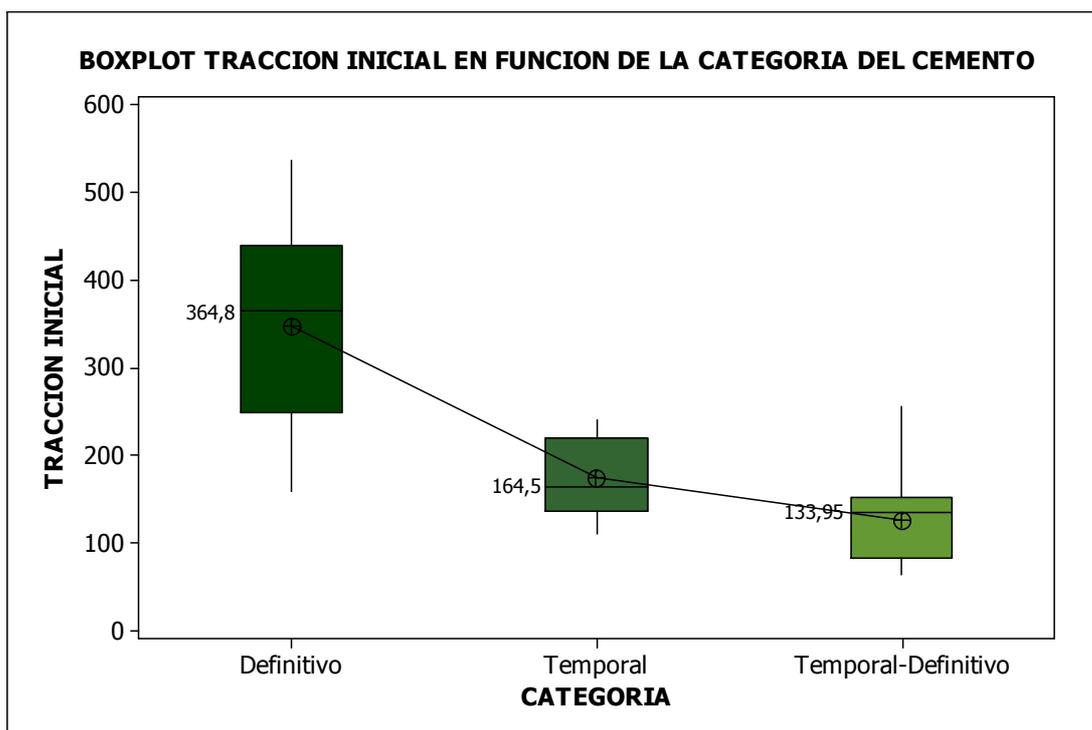
Gráfica 4. Representación gráfica en boxplot del índice de retención de cada cemento.

5.2. RETENCIÓN INICIAL, POSTMASTICACIÓN E ÍNDICE DE RETENCIÓN EN FUNCIÓN DEL TIPO O CATEGORÍA DEL CEMENTO (Temporal, Temporal/Definitivo y Definitivo).

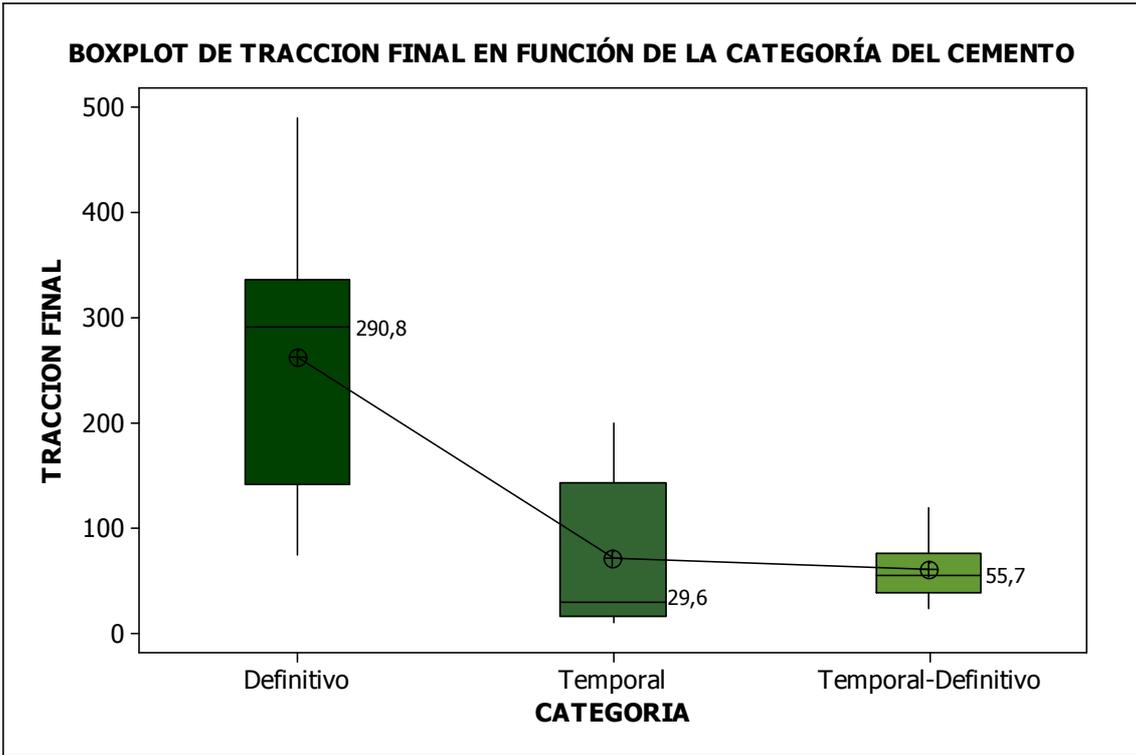
Agrupando los cinco cementos en tres categorías o tipos en función de su uso clínico de permanencia en boca como cemento temporal temporal/definitivo y definitivo, **la Tabla VII** muestra el promedio de retención inicial, de postmastificación y el índice de retención y las **Gráficas 5, 6 y 7** la representación gráfica en boxplot.

CATEGORÍA DE CEMENTO	RETENCIÓN INICIAL	RETENCIÓN POSTMASTICACIÓN	VALOR de p	DIFERENCIA DE RETENCIÓN	ÍNDICE DE RETENCIÓN (%)
Definitivo	348,25 (123,81)	263,26 (122,79)	0,105 NS	84,99	25,93 (19,19)
Temporal	174,76 (45,59)	71,25 (73,86)	0,005 S	103,51	64,45 (32,40)
Temporal/ Definitivo	126,44 (51,60)	60,97 (29,44)	0,000 S	65,47	50,52 (18,05)

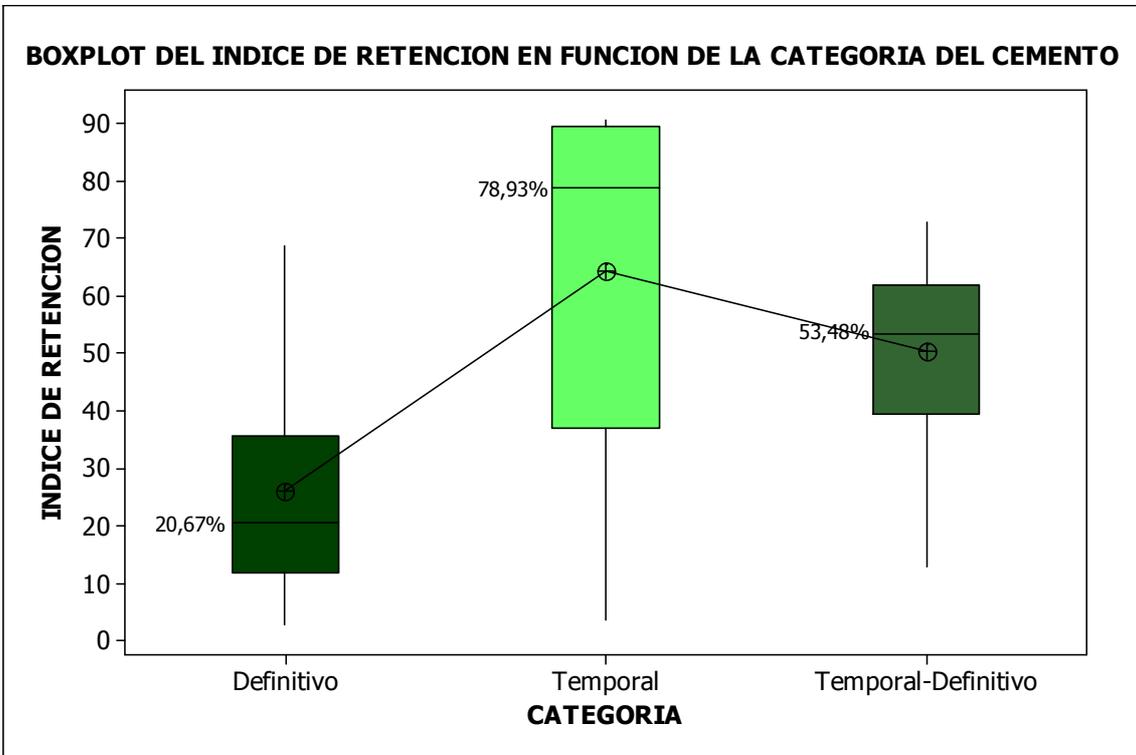
Tabla VII. Promedio de retención inicial, postmastificación e índice de retención por categoría de cemento, desviación estándar entre paréntesis.



Gráfica 5. Representación gráfica en boxplot de la retención inicial de cada categoría de cemento.



Gráfica 6. Representación gráfica en boxplot de la retención postmasticación de cada categoría de cemento.



Gráfica 7. Representación gráfica en boxplot del índice de retención de cada categoría de cemento.

Observando las tablas y las gráficas se constata que la categoría de cemento definitivo es la que ofrece el mayor promedio de retención inicial (348,25 N), el doble que el grupo de cemento temporal y casi el triple que la categoría de cemento temporal/definitivo, estableciendo diferencias estadísticamente significativas con los cementos temporales y con los temporales/definitivos. Por otro lado, los cementos temporal y temporal/definitivo para la retención inicial se muestran como semejantes sin diferencias significativas entre ellos, independientemente de si la comparación se hace globalmente, las tres categorías a la vez, o dos a dos, **Tabla VIII**.

Después del ciclo de masticación el grupo de cementos definitivos sigue ofreciendo la mayor retención con 263,26 N sin diferencias significativas con su retención inicial a pesar de haber perdido 84,99 N de retención y en cualquier caso algo más de cuatro veces la retención postmasticación del grupo temporal/definitivo que era el que menos promedio de retención mostraba y algo menos de cuatro veces que la de la categoría del cemento temporal. Las diferencias eran estadísticamente significativas y no así entre los cementos temporal y temporal/definitivo que se comportaban como homogéneos o semejantes para la retención postmasticación, **Tabla IX**. Por otro lado, tanto para la categoría temporal como temporal/definitiva la retención postmasticación es significativamente diferente de la inicial.

ANOVA unidireccional: TRACCIÓN FINAL vs. CATEGORÍA

Fuente	GL	SC	CM	F	P
CATEGORIA	2	306647	153323	22,07	0,000
Error	31	215314	6946		
Total	33	521961			

S = 83,34 R-cuad. = 58,75% R-cuad.(ajustado) = 56,09%

Nivel	N	Media	Desv.Est.
Definitivo	12	263,26	122,79
Temporal	8	71,25	73,86
Temporal-Definitivo	14	60,97	29,44

ICs de 95% individuales para la media
basados en Desv.Est. agrupada

Nivel	Intervalo de Confianza (95%)
Definitivo	(-----*-----)
Temporal	(-----*-----)
Temporal-Definitivo	(-----*-----)

80 160 240 320

Desv.Est. agrupada = 83,34

Agrupar información utilizando el método de Tukey

CATEGORIA	N	Media	Agrupación
Definitivo	12	263,26	1
Temporal	8	71,25	2
Temporal-Definitivo	14	60,97	2

Las medias que no comparten ningún número son significativamente diferentes.
Intervalos de confianza simultáneos de Tukey del 95%

Todas las comparaciones de dos a dos entre los niveles de CATEGORIA
Nivel de confianza individual = 98,04%

CATEGORIA = Definitivo restado de:

CATEGORIA	Inferior	Centro	Superior
Temporal	-285,61	-192,01	-98,40
Temporal-Definitivo	-282,97	-202,29	-121,61

CATEGORIA	Intervalo de Confianza (95%)
Temporal	(-----*-----)
Temporal-Definitivo	(-----*-----)

-200 -100 0 100

CATEGORIA = Temporal restado de:

CATEGORIA	Inferior	Centro	Superior
Temporal-Definitivo	-101,17	-10,28	80,61

CATEGORIA	Intervalo de Confianza (95%)
Temporal-Definitivo	(-----*-----)

-200 -100 0 100

Tabla IX. Resultados de la comparación de la retención postmasticación de la categoría de cementos entre si y dos a dos.

Observando los índices de retención de las tres categorías de cementos, se ve que los cementos que mayor retención han perdido después de la masticación son los temporales con un 64,45% menos (103,51 N), aunque siguen conservando mayor retención postmasticación que la categoría de temporal/definitivo; el grupo temporal/definitivo pierde la mitad de retención y los cementos definitivos pierden un cuarto (25,95%). Las diferencias de los valores del índice de retención son estadísticamente significativas entre el grupo de cementos definitivos y el resto de categorías y no así entre la categoría temporal y temporal/definitivo, **Tabla X**.

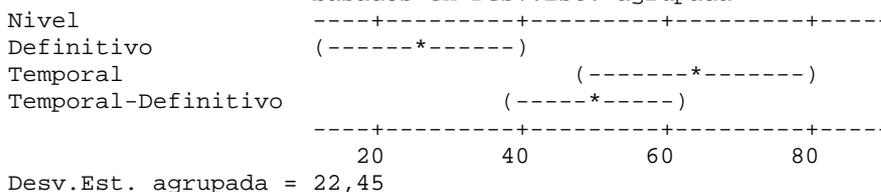
ANOVA unidireccional: ÍNDICE DE RETENCIÓN vs. CATEGORÍA

Fuente	GL	SC	CM	F	P
CATEGORIA	2	7820	3910	7,76	0,002
Error	31	15631	504		
Total	33	23451			

S = 22,45 R-cuad. = 33,35% R-cuad.(ajustado) = 29,05%

Nivel	N	Media	Desv.Est.
Definitivo	12	25,93	19,19
Temporal	8	64,45	32,40
Temporal-Definitivo	14	50,52	18,05

ICs de 95% individuales para la media
basados en Desv.Est. agrupada



Agrupar información utilizando el método de Tukey

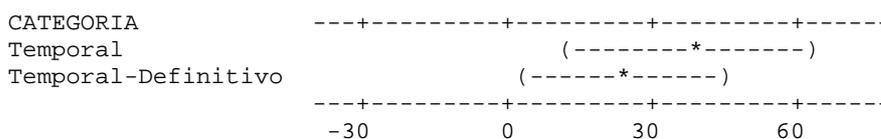
CATEGORIA	N	Media	Agrupación
Temporal	8	64,45	1
Temporal-Definitivo	14	50,52	1
Definitivo	12	25,93	2

Las medias que no comparten ningún número son significativamente diferentes.
Intervalos de confianza simultáneos de Tukey del 95%

Todas las comparaciones de dos a dos entre los niveles de CATEGORIA
Nivel de confianza individual = 98,04%

CATEGORIA = Definitivo restado de:

CATEGORIA	Inferior	Centro	Superior
Temporal	13,31	38,53	63,75
Temporal-Definitivo	2,86	24,60	46,34



CATEGORIA = Temporal restado de:

CATEGORIA	Inferior	Centro	Superior
Temporal-Definitivo	-38,42	-13,93	10,56

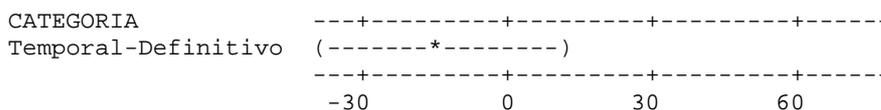


Tabla X. Resultados de la comparación del índice de retención de la categoría de cementos entre si y dos a dos.

No obstante si se comparan las tres categorías de cementos dos a dos, mediante ANOVA de una vía, es decir definitivos con temporales/definitivos; definitivos con temporales y temporales con temporales/definitivos, encontramos que al comparar los cementos definitivos con los temporales/definitivos y con la categoría temporal hay diferencias estadísticamente significativas tanto para la retención inicial como para la retención postmasticación y el índice de retención entre ambos, **Tablas XI y XII.**

CATEGORÍA DE CEMENTO	RETENCIÓN INICIAL	RETENCIÓN POSTMASTICACIÓN	VALOR DE p	DIFERENCIA DE RETENCIÓN	ÍNDICE DE RETENCIÓN (%)
Definitivo	348,25 (123,81)	263,26 (122,79)	0,105 NS	84,99	25,93 (19,19)
Temporal/ Definitivo	126,44 (51,60)	60,97 (29,44)	0,000 S	65,47	50,52 (18,05)
Valor de p	0,000 S	0,000 S			0,003 S

Tabla XI. Resultados de la comparación de la retención inicial, postmasticación e índice de retención de los cementos definitivo y temporal/definitivo.

CATEGORÍA DE CEMENTO	RETENCIÓN INICIAL	RETENCIÓN POSTMASTICACIÓN	VALOR DE p	DIFERENCIA DE RETENCIÓN	ÍNDICE DE RETENCIÓN (%)
Definitivo	348,25 (123,81)	263,26 (122,79)	0,105 NS	84,99	25,93 (19,19)
Temporal	174,76 (45,59)	71,25 (73,86)	0,005 S	103,51	64,45 (32,40)
Valor de P	0,001 S	0,001 S			0,004 S

Tabla XII. Resultados de la comparación de la retención inicial, postmasticación e índice de retención de los cementos definitivo y temporal.

Por otro lado, al comparar la categoría de cemento temporal con temporal/definitivo, e independientemente de que el cemento temporal tiene mayor retención inicial, de postmasticación e índice de retención que los temporales/definitivos, la **Tabla XIII** muestra que las diferencias son significativas sólo para la retención inicial y no para la retención postmasticación y el índice de retención.

CATEGORÍA DE CEMENTO	RETENCIÓN INICIAL	RETENCIÓN POSTMASTICACIÓN	VALOR DE p	DIFERENCIA RETENCIÓN	ÍNDICE DE RETENCIÓN (%)
Temporal	174,76 (45,59)	71,25 (73,86)	0,005 S	103,51	64,45 (32,40)
Temporal/ Definitivo	126,44 (51,60)	60,97 (29,44)	0,000 S	65,47	50,52 (18,05)
Valor de P	0,040 S	0,646 NS			0,206 NS

Tabla XIII. Resultados de la comparación de la retención inicial, postmasticación e índice de retención de los cementos temporal y Temporal/definitivo.

Vistos los resultados descritos para las distintas categorías de cementos y puesto que se han utilizado en el ensayo dos cementos definitivos, dos temporales/definitivos y uno temporal, interesa comparar entre sí los de cada categoría por si tuviesen un comportamiento diferente tanto en la retención inicial como en la postmasticación; la estadística descriptiva se ha mostrado ya anteriormente en la **Tabla II**.

Comparando los cementos definitivos (CIVmR y CR) entre sí, se observa que tanto para la retención inicial como para la de postmasticación, las diferencias son estadísticamente significativas, se comportan como cementos diferentes tal como muestra la **Tabla XIV** y no así para el índice de retención para el que las diferencias no son significativas como se puede deducir de la **Tabla VI**.

ANOVA unidireccional: TRACCIÓN INICIAL vs. CEMENTO

Fuente	GL	SC	CM	F	P
CEMENTO	1	108072	108072	17,85	0,002
Error	10	60538	6054		
Total	11	168610			

S = 77,81 R-cuad. = 64,10% R-cuad.(ajustado) = 60,51%

ICs de 95% individuales para la media basados en Desv.Est. agrupada

Nivel	N	Media	Desv.Est.
A	6	253,35	85,38
D	6	443,15	69,41

Desv.Est. agrupada = 77,81
 Agrupar información utilizando el método de Tukey

CEMENTO	N	Media	Agrupación
D	6	443,15	1
A	6	253,35	2

Las medias que no comparten ningún número son significativamente diferentes.
 Intervalos de confianza simultáneos de Tukey del 95%

Todas las comparaciones de dos a dos entre los niveles de CEMENTO
 Nivel de confianza individual = 95,00%

CEMENTO = A restado de:

CEMENTO	Inferior	Centro	Superior
D	89,71	189,80	289,89

CEMENTO	+-----+-----+-----+-----			
D			(-----*-----)	
	+-----+-----+-----+-----			
	-100	0	100	200

Tabla XIVa. Resultados de la comparación de la retención inicial de los cementos definitivos.

ANOVA unidireccional: TRACCIÓN FINAL vs. CEMENTO

Fuente	GL	SC	CM	F	P
CEMENTO	1	2102	2102	2,75	0,123
Error	12	9167	764		
Total	13	11270			

S = 27,64 R-cuad. = 18,66% R-cuad.(ajustado) = 11,88%
 ICs de 95% individuales para la media basados en Desv.Est. agrupada

Nivel	N	Media	Desv.Est.	
B	8	50,35	30,37	(-----*-----)
C	6	75,12	23,29	(-----*-----)

-----+-----+-----+-----+-----
 40 60 80 100

Desv.Est. agrupada = 27,64
 Agrupar información utilizando el método de Tukey

CEMENTO	N	Media	Agrupación
C	6	75,12	1
B	8	50,35	1

Las medias que no comparten ningún número son significativamente diferentes.
 Intervalos de confianza simultáneos de Tukey del 95%

Todas las comparaciones de dos a dos entre los niveles de CEMENTO

Nivel de confianza individual = 95,00%

CEMENTO = B restado de:

CEMENTO	Inferior	Centro	Superior	
C	-7,76	24,76	57,29	(-----*-----)

-----+-----+-----+-----+-----
 -25 0 25 50

Tabla XVa. Resultados de la comparación de la retención postmasticación de los cementos temporales/definitivos.

5.3. GRADO DE FILTRACIÓN

En la **Tabla XVI** se presentan las frecuencias, en porcentaje, de observación de cada grado de filtración para cada cemento. Se ve como el CRU fue el que peor filtración presentó estando afectada en el 100% de los casos toda la superficie interna de la cofia. El cemento CC presentó también filtración en todas las muestras siendo en el 90 % de los casos de grado 4. Sólo los cementos de CIVmR y CR presentaron casos sin filtración (grado 0) pero sólo fueron en un 10% y un 30% de las muestras respectivamente. El cemento CR fue el que mejores resultados de filtración obtuvo, aun presentando en el 40% de los casos filtración grado 4.

	GRADO DE FILTRACIÓN (%)				
CEMENTO	0	1	2	3	4
CIVmR	10	10	10	0	70
CIV	0	10	20	20	50
CC	0	10	0	0	90
CR	30	10	10	10	40
CRU	0	0	0	0	100

Tabla XVI: Frecuencia en porcentaje del grado de filtración por cada cemento. (Grado 0: no hay filtración; Grado 1: filtración/tinción sólo en el margen; Grado 2: filtración/tinción sólo en el tercio marginal de la cofia; Grado 3: filtración/tinción en los 2/3 marginales de las paredes axiales; Grado 4: filtración/tinción en todas las paredes axiales y la parte superior de la cofia.

Para comparar la existencia de diferencias entre los distintos cementos, al ser el grado de filtración una variable cualitativa, se realizó un test exacto de Fisher de comparaciones dos a dos, que dio un $p=0.08485$, lo que indica la necesidad de aplicar la corrección de Bonferroni: $p = \frac{0,05}{10}$. Por tanto los resultados del test de Fisher necesitan una $p < 0.005$ para ser considerados significativamente estadísticos, **Tabla XVII**.

TEST DE FISHER. CEMENTO vs GRADO DE RETENCIÓN

```
datos<-c(1,1,1,0,7,0,1,2,2,5,0,1,0,0,9,0,0,0,0,10,3,1,1,1,4)
matriz<-matrix(datos,ncol=5,nrow=5)
fisher.test(matriz)
```

```
Fisher's Exact test for count data
Data: matriz
p-value = 0.08485
alternative hypothesis: two.side
```

Grupos comparado	Valor p
A B	0,6571
A C	0,7214
A D	0,6759
A E	0,2105
B C	0,2384
B D	0,5826
B E	0,03251
C D	0,06191
C E	1,0000
D E	0,01084

Tabla XVII. Resultados de la comparación entre cementos.

Los resultados del test muestran que no existen diferencias significativas en la filtración entre los cementos estudiados. Los que presentan mayores diferencias entre sí, aunque no lleguen a la significación estadística, son el CR y CRU ($p=0,01084$).

6. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

6. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

6.1. SOBRE EL MATERIAL Y LA METODOLOGÍA

El aumento en la esperanza de vida en las personas, así como un mayor conocimiento sobre la importancia en la salud buco-dental del mantenimiento íntegro de las arcadas dentarias, ha conducido a un gran interés por la rehabilitación protésica de los dientes perdidos. De todos los procedimientos terapéuticos relacionados, la prótesis fija convencional o la prótesis sobre implantes es primera elección, salvo que existan impedimentos médicos, ausencia de disponibilidad ósea insalvable, o negativa expresa del paciente por una preferencia personal o un presupuesto limitado. Asimismo, la oseointegración de los implantes es un proceso contrastado en la actualidad, y la fijación de la prótesis sobre ellos ofrece una extraordinaria versatilidad que permite resolver con éxito casi todas las situaciones clínicas planteadas.

Los procedimientos para retener las prótesis fijas sobre los implantes se reducen, bien a la cementación o bien al atornillado, siendo una cuestión aún no resuelta la elección del medio cementante adecuado. Es obvio que debería presentar dos características fundamentales, en primer lugar que ofreciese la suficiente retención continuada en el tiempo, como para mantener una adecuada función impidiendo el descementado de las prótesis y por otro lado debería permitir una fácil retirada de ellas, en caso de que sea necesario, sin daños a los distintos componentes de la prótesis, los implantes y los tejidos circundantes (Chaar et al., 2011). Precisamente este es uno de los problemas. No existen evidencias ni unanimidad sobre el cemento idóneo que se debe usar en la prótesis implanto-soportada. Hasta hace poco tiempo no existían cementos creados específicamente para la prótesis sobre implantes, y aún hoy, en gran medida, se utilizan los cementos usados para la prótesis fija convencional, ya sean provisionales, temporales o definitivos, según el criterio y la experiencia del profesional.

Así, algunos autores abogan por la utilización de los cementos temporales (Akça et al., 2002; Covey et al., 2000; Heinemann et al., 2006; Mansour et al., 2002; Michalakis et al., 2000; Squier et al., 2001) en aras de la necesidad de recuperar las prótesis para solucionar complicaciones, ya sean mecánicas o biológicas, y otros sin embargo se inclinan por los cementos definitivos (Buser et al., 1997; Carter et al., 1997; Hebel y Gajjar, 1997; Maansour et al., 2002), aduciendo que la posibilidad de poder recuperar una prótesis no debería ser una cuestión trascendente para el éxito a largo plazo de las prótesis implanto soportadas cementadas y podría parecer que más bien somos deudores de la historia pasada de los primeros sistemas de implantes y sus carencias, y quizá también de nuestra propia inseguridad en el pronóstico. La preocupación de que las prótesis sobre implantes deban poder ser retiradas no está basada en la evidencia de que los implantes o las restauraciones que soportan fracasen en mayor proporción que las que realizamos en dientes naturales (a pesar de estudios como la revisión de Tomasi et al. (2008) que encuentran una mayor supervivencia de las prótesis sobre dientes), y no por eso dejamos de cementar las prótesis fijas convencionales. Desde luego, dos de las causas de fracasos en prótesis fija convencional son las caries y la periodontitis, ninguna de las cuales se presentan en la prótesis sobre implantes. Pero quizás, el mayor coste de los tratamientos rehabilitadores implanto-soportados, condicione la percepción de que sus posibles complicaciones sean consideradas como no aceptables, y oriente a un gran número de profesionales hacia las prótesis atornilladas o hacia la cementación con materiales de carácter temporal.

Lo cierto es que en las revisiones más recientes, las complicaciones mecánicas y biológicas, sí son relativamente frecuentes, fundamentalmente en lo que se refiere a las prótesis fijas de arcada completa. Heydecke et al. (2012), encuentran rotura de porcelana en un 39,7%; aflojamiento de tornillos 1,9% y 16% de roturas de tornillos; y entre el 4,2% y el 15,5% roturas de estructuras en periodos de seguimiento entre 5 y 15 años; oscilando las complicaciones biológicas entre el 2,0-35,5% después de 5-15 años. La retirada de la prótesis ya sea para una reparación o para facilitar un tratamiento, se ve complicada en estos casos por el hecho de que la prótesis sea cementada.

De forma semejante parece suceder con las prótesis parciales fijas, aunque presentan una tasa de supervivencia muy alta, sin embargo sólo el 66,4% de los pacientes está libre de sufrir alguna complicación, mecánica o biológica, que aconseje realizar modificaciones (Albrektsson et al., 2012). En aquellas prótesis parciales fijas con cantiléver, no se cita una mayor tasa de complicaciones mecánicas o biológicas (Romeo et al., 2012). A pesar de que existen datos de que las prótesis con más unidades presentan un mayor número de complicaciones (De Boever et al., 2006), también las coronas unitarias presentan complicaciones biológicas de tejidos blandos del 7,1% y de pérdida ósea mayor de 2 mm hasta el 5,2% a los 5 años. Y en cuanto a las complicaciones mecánicas, se observa en un 8,8% de aflojamiento de tornillos, un 4,1% de pérdida de retención, y un 3,5% de rotura de porcelana a los 5 años, en una revisión sistemática realizada sobre estudios longitudinales con una media de 5 años de seguimiento (Jung et al., 2012), aunque la tasa de supervivencia ascendía al 96,3% a los 5 años y al 89,4% después de los 10 años.

Centrándose exclusivamente en las prótesis cementadas, la revisión sistemática realizada por Chaar et al. (2011), encuentra que la tasa de supervivencia supera el 96,7%, sin embargo las complicaciones son frecuentes y especialmente después de los 5 años de función. Fundamentalmente son frecuentes las roturas de porcelana (sobre todo en presencia de cantiléver, en el sector posterior de la arcada dentaria, junto con hábitos bruxistas) y las pérdidas de retención, sobre todo con el uso de cementos temporales (hasta el 22%). Llama la atención, por su interés en las prótesis sobre implantes cementadas, que la complicación del aflojamiento del tornillo del pilar, registrado en los trabajos más recientes no supera el 1,5%, lo que se explica por las mejoras introducidas en las propiedades y diseño de estos tornillos, permitiendo el uso de torques más elevados de los que se usaban en el pasado.

Por tanto, sí parece que existan complicaciones con la frecuencia suficiente como para indicar la necesidad de uso de un cemento con suficiente retención en el tiempo, pero que permita o facilite la recuperación íntegra de la

prótesis cementada, para resolver fácilmente y sin costes excesivos las complicaciones que se puedan presentar.

Probablemente este tipo de cemento ideal no exista, pero sería importante encontrar el que más se pueda acercar a estas características, aunque es evidente la gran variedad de cementos existentes con un amplio abanico de propiedades mecánicas. Parece más razonable el uso de aplicadores industriales (jeringas de automezcla, o cápsulas monodosis) con preferencia sobre el mezclado manual para obtener propiedades del cemento más predecibles, pero se ha visto que pueden modificarse la resistencia a la compresión y las capacidades retentivas alterando la relación polvo/líquido, o añadiendo modificadores de los cementos (vaselina, sobre todo) (Lepe et al., 1999). La suma de todas estas variables, resulta en valores dispares con los mismos cementos en diferentes estudios (Akça et al., 2002; Kaar et al., 2006; Mansour et al., 2002; Ongthiemsak et al., 2005), a causa del uso de diferentes sistemas de implantes y aditamentos, diferentes protocolos de cementación y diferentes combinaciones experimentales *in vitro*, incluyendo las condiciones de carga cíclica más o menos intensas (Covey et al., 2000; Dudley et al., 2008; Squier et al., 2001). En el presente proyecto se ha procurado minimizar estos factores, en parte dependientes de la técnica de cementado, utilizando sistemas de automezcla o cápsulas monodosis para evitar el sesgo de la mezcla manual y estandarizando el llenado de las cofias (todas se llenaban en su totalidad). No se aplicó cemento en los pilares como recomiendan algunos autores y se aplicó presión digital de magnitud desconocida mantenida durante varios minutos, pero en cualquier caso muy diferente a la ejercida por presión oclusal que es lo común en una situación clínica real al cementar una corona. Esto puede ser una limitación, vista la influencia que tiene la menor o mayor presión para obtener un grosor de película de cemento adecuado; y aunque este grosor podría ser el mismo para cada tipo de cemento, hay otros factores que pueden influir independientemente del cemento y del operador como es el grado de adaptación entre cofia y pilar que no se cuantificó. Es posible que sea muy similar en todos los casos ya que se utilizaron cofias prefabricadas calcinables que deberían tener similar adaptación y ajuste; no obstante esto podría ser una limitación del estudio.

Otras variaciones recogidas en los diferentes estudios, que afectan en mayor o menor grado a los resultados, se refieren al sellado (parcial o total) de los canales de acceso al tornillo de los pilares empleados (Koka et al., 1995; Emms et al., 2007), la reutilización de las cofias durante el estudio (Ongthiemsak et al., 2005), o la calidad del material usado en los colados (Oyagüe et al., 2009). De acuerdo con Mansour et al. (2002) la intencionalidad de estos estudios no debería ser establecer cuál es el mejor cemento, sino obtener un orden o escala de cementos (de uso más extendido) de acuerdo a su capacidad para retener las restauraciones, que posibilite la elección adecuada según las diferentes situaciones clínicas. En el presente estudio, no hay sellado de conductos, dado que son pilares macizos y el sellado marginal debería ser el mejor posible al utilizar las cofias prefabricadas calcinables, ser la mezcla automatizada y estandarizar la aplicación y cantidad de mezcla en cada cofia. No obstante se pudo introducir algún otro sesgo, ya que, al ser las cofias reutilizadas, durante el proceso de limpieza podrían haberse producido pequeños arañazos en su interior con los instrumentos usados (manuales pero metálicos) y además la ausencia de restos de cemento en la cofia sólo se comprobó visualmente por el operador.

La selección de los cementos de este estudio; ionómero de vidrio (CIV), ionómero de vidrio modificado con resina (CIVmR), compómero (CC), resina (CR) y resina con base de uretano (CRU) se hizo en función de su empleo clínico común en la cementación definitiva de restauraciones convencionales de porcelana con y sin metal y/o en prótesis sobre implantes, donde es muy frecuente utilizar un cemento de resina con base de uretano. Los cementos CIV, CIVmR y CR son el objeto de diferentes estudios (Clayton et al., 1997; Squier et al., 2001; Mansour et al., 2002; Sheets et al., 2008; Nejatidanesh et al., 2012) y no tanto el cemento CRU (Sheets et al., 2008; Bernal et al., 2003; Garg et al., 2013) y menos el CC, del que no se han encontrado estudios de su uso o referencias en la bibliografía. En muchos trabajos se utilizan cementos provisionales de óxido de zinc con y sin eugenol (Garg et al., 2013; Nejatidanesh et al., 2012; Saleh Saber et al., 2012) o bien de oxifosfato de zinc (Garg et al., 2013; Nejatidanesh et al., 2012; Wolfart et al., 2006; Maeyama et al., 2005), que no hemos incluido en este estudio, el primero porque su

indicación principal es el cementado de prótesis fijas provisionales, por su baja capacidad de retención y el segundo por la dificultad de conseguir estandarizar la mezcla y porque ya no se recomienda su uso en prótesis convencional (Christensen, 1997); no obstante también podría ser una limitación la ausencia de estos dos tipos de cementos a la hora de establecer una clasificación general.

De los cementos en estudio, el CR y el CIVmR, se consideran materiales con una capacidad de retención muy importante en prótesis fija convencional sobre dientes naturales, no sólo por su resistencia a las fuerzas mecánicas, sino también por su capacidad de adhesión, gracias a la incorporación de monómeros ácidos en los primeros y mediante acondicionamiento del sustrato los segundos, si bien esta capacidad parece más contrastada en la literatura, sobre la dentina que sobre el metal de los pilares sobre implantes. En realidad estos dos tipos de cementos, en especial el de resina, se han incorporado recientemente a la práctica de la prótesis convencional con gran éxito, de forma que su uso está ya generalizado, pero se indican de forma preferente para cementación permanente en situaciones en las que la retención protésica se pueda ver amenazada. El CC y el CIV son materiales de una capacidad “media” en cuanto a su resistencia a la rotura, si bien su capacidad de adhesión a la dentina acondicionada es moderada, (Johnson et al., 2004). En concreto el CIV, aunque aumenta su resistencia a la compresión después de las 24 horas, sus propiedades mecánicas no son muy importantes, razón por la cual han caído en desuso ante la aparición de cementos de mayor resistencia como el CIVmR y los de resina. Como consecuencia de su reacción de fraguado liberan flúor, lo que les hizo muy interesantes en los tratamientos con prótesis convencional y se siguen usando tanto en ésta como en la implanto-soportada, a pesar de que se ha demostrado el efecto corrosivo del flúor sobre el titanio (Wadhvani et al., 2015b). El CC es un material con propiedades intermedias entre la resina y el ionómero de vidrio del que hay una falta total de referencias sobre sus resultados. El CRU, es considerado como un cemento temporal, fabricado con la intencionalidad de ser utilizado en el cementado de prótesis sobre implantes con carácter de reversibilidad, y basa su eficacia en la simple ocupación del espacio entre la

corona y el pilar. En prótesis sobre implantes es recomendado, ampliamente utilizado en la práctica clínica y habitualmente objeto de investigaciones, (Sheets et al., 2008; Bernal et al., 2003; Garg et al., 2013; Michalakis et al., 2007; Alfaro et al., 2004).

En el presente estudio, no se tuvo en cuenta la influencia de los ciclos térmicos en la retención de los cementos ya que todos los ensayos se efectuaron a temperatura ambiente, aproximadamente 22-24°C, con lo que es posible que se hayan obtenido valores mayores de retención postmasticación, habida cuenta que está comprobado que los ciclos térmicos disminuyen la retención (Michalakis et al., 2007; Pan et al., 2006; de la Macorra et al., 2002; White et al., 1995); lo cual también es una limitación, aunque no todos los cementos son afectados en la misma proporción por los cambios de temperatura (Linkevicius et al., 2012; Mehl et al., 2016). Normalmente los ciclos térmicos empleados en los trabajos que los citan, suelen oscilar en los valores extremos (5-55°C) que se supone que existen durante la función oral y bastante alejados de este trabajo. Sin embargo reproducir las variaciones térmicas reales es casi imposible, ya que son extraordinariamente variables, y dependen en gran parte de los hábitos alimentarios del paciente. En cualquier caso son una adecuada aproximación para valorar cómo influyen las tensiones provocadas por los cambios de temperatura en la integridad de los cementos dentales en el medio intraoral (Michalakis et al., 2007). La posible expansión y contracción del cemento, puede provocar una tensión mecánica que deteriore sus propiedades (White et al., 1995). El sometimiento a ciclos térmicos también se ha usado para conocer la filtración marginal de estos materiales (Rossomando y Went, 1995; Pan et al., 2006; Oyagüe et al., 2012; Castillo-Oyagüe et al., 2013). Así algunos autores como GaRey et al., (1994), consideran que los ciclos térmicos asociados a las cargas cíclicas compresivas pueden presentar un efecto deletéreo más pronunciado que si se aplican de forma independiente. Otros autores encuentran modificaciones significativas cuando se aplican estos ciclos térmicos a los cementos, opinando que se debe fundamentalmente a la amplia diferencia de coeficientes de expansión térmica entre el cemento y la estructura metálica, (Michalakis et al., 2007; Pan et al., 2006). Sin embargo otros encontraron que la retención tras someter las

muestras a ciclos térmicos era superior a la retención basal tanto si se aplicaban solos como si se combinaban con ciclos compresivos para la mayoría de los cementos estudiados (Mehl et al., 2016)

En cuanto al ensayo de carga compresiva realizado, en la literatura odontológica las cargas cíclicas compresivas son muy empleadas para simular las cargas oclusales que pueden afectar a las propiedades retentivas de los cementos dentales, al causar fatiga en las coronas cemento-retenidas y en los pilares (Dudley et al., 2008; Ongthiemsak et al., 2005). De forma parecida se ha descrito que la carga repetida de compresión, podría provocar desplazamiento de la cofia con fractura o deformación del cemento (Li y White, 1999). Sin embargo las fuerzas de compresión empleadas, de diferente magnitud en los distintos estudios, son en general de naturaleza axial, mientras que en condiciones reales se combinan fuerzas axiales y laterales. En la presente investigación se ha utilizado una fuerza axial de 100 N aplicada en una pequeña superficie del centro del elemento solidario a la superficie oclusal de la cofia utilizado para acoplar el vástago de tracción. La magnitud de esta fuerza se considera un promedio de las fuerzas de masticación reales, siendo un valor habitual en experimentos *in vitro* mediante elementos finitos (Tabata et al., 2010; Chun et al., 2006; Baggi et al., 2008). Sin embargo en los ensayos con cementos, la fuerza aplicada es muy variable: de 75 N (Pan et al., 2007) a 110N (Kaar et al., 2006), lo que unido a la disparidad de ciclos que se citan constituye otra limitación a la hora de establecer comparaciones. Por otro lado, los 100.000 ciclos a 0,72 Hz corresponden aproximadamente a 2-3 meses de masticación, si se considera 20 minutos/día el promedio de masticación y 80ciclos/minuto, tal como opinan Felton et al. (1987); tiempo que se ha considerado suficiente para valorar su influencia en la pérdida de retención. Aunque coincide con el número de ciclos de algún ensayo (Pan et al., 2006), están muy alejados de los 300.000 del ensayo de Kaar et al. (2006), los 1.200.000 de Mehl et al. (2016) o los 5 millones de Ongthiemsak et al. (2005).

En este trabajo el ensayo de tracción inicial y el ensayo de aplicación de la carga compresiva se realizaron tan solo media hora después de la aplicación del cemento. Esta media hora de espera del fraguado de los

cementos podría considerarse otra limitación puesto que las propiedades mecánicas óptimas no se adquieren hasta mucho tiempo después, incluso tras 24 h o más. Sin embargo se acerca más a la situación real clínica, puesto que durante el ajuste oclusal ya se pone la prótesis bajo carga, lo que se hace una vez producido el fraguado inicial del cemento, a los pocos minutos del asentamiento. La mayoría de estudios no citan esta variable y los que la indican varían desde media hora (Alfaro et al., 2004), 1 hora (Bernal et al., (2003), 24 horas (Oyagüe et al., 2009; Maeyama et al., 2005; Garg et al., 2014) y hasta 72 h (Kaar et al., 2006; Mehl et al., 2016).

Habiendo señalado algunas de las posibles limitaciones de este estudio, la comparación con otros artículos, más o menos semejantes, es compleja debido al amplio abanico de variables en estudio. Las diferencias comienzan con el ancho, alto y conicidad de los pilares, continúan con el tratamiento interno de la cofia o no y siguen con el sistema de sujeción para el ensayo de tracción. Otras veces no es una cofia unitaria sino una estructura de dos o más unidades. Los cementos aún con una composición química genérica suelen ser diferentes entre sí según el fabricante, a lo que hay que añadir formas diferentes de realizar la mezcla, aplicación y cantidad de cemento por no citar la diferente denominación terminológica de provisional, temporal y permanente del medio cementante. La intensidad de la carga, la frecuencia y el número de ciclos totales son otros determinantes de variabilidad. Prácticamente no hay ningún artículo que utilice estas variables en valores y magnitudes similares, además de utilizar unidades diferentes para cuantificar la retención e incluso muchos artículos sólo citan la retención final y no la inicial. En otros estudios no se llevan a cabo ciclos de carga compresiva sino sólo se almacenan en un medio determinado con temperatura fija o variable.

6.2. SOBRE LA RETENCIÓN INICIAL

En la tracción inicial los resultados obtenidos dependerán de las características físico-químicas de cada cemento, exceptuando los posibles sesgos de la técnica de cementado. De todos los cementos, los resultados obtenidos muestran que los que mayor retención presentaban en el ensayo de

tracción inicial eran los dos cementos definitivos y de ellos el CR exhibía un 175% más de retención (443 N) que el CIVmR (253 N). La menor retención la ofrecían los dos cementos que se han denominado temporal/definitivos, correspondiendo al CIV la menor retención con 100 N, equivalente a cuatro veces y media menos que la del cemento de mayor retención. El CRU, incluido en la categoría de cemento temporal, ocupa el lugar intermedio en esta retención inicial con un valor de 174 N, no muy alejado de los 161 N registrados por el CC del grupo temporal/definitivo; en cualquier caso dos veces y media menos que la del cemento de resina.

Agrupando los cinco cementos en las tres categorías antes citadas, se comprueba que los cementos definitivos, como no podía ser menos, siguen teniendo el mayor promedio de retención (348 N), seguidos del cemento temporal (174 N) y en último lugar los temporal/definitivos con 126 N.

Que los cementos definitivos presenten la mayor retención inicial concuerda con su uso clínico habitual, y que los **cementos de resina** presenten valores tan elevados de retención (443 N), es congruente con los datos encontrados en la mayoría de los diferentes trabajos en los que han sido usados. Puede ser debido a que además de su resistencia mecánica a la tracción, se han descrito propiedades adhesivas sobre superficies metálicas debido a la existencia en su composición de monómeros ácidos (Hill y Lott, 2011), que permiten la adhesión química a las superficies metálicas tanto del retenedor como del pilar (Dudley et al., 2008). Los datos obtenidos en este trabajo son semejantes a los 478 N de retención inicial citados por Maeyama et al, (2005) con un cemento similar de resina pero en condiciones experimentales diferentes, cifradas en la aplicación de 100 N de carga durante 10 minutos y almacenamiento en agua durante 24h a 37°C y con pilares 2 mm más cortos; la ligera mayor retención obtenida por ellos quizás se deba a la mayor fuerza empleada para el asentamiento y el mayor tiempo empleado en éste. No obstante el cemento de resina autoadhesiva del ensayo de Wolfart et al. (2006), obtiene todavía un mayor valor de retención (653 N), aproximadamente un 50% más que los datos del presente estudio, explicables por posibles cambios en la formulación, por la utilización de elementos de ayuda a la retención tal como chorreado de los pilares y del interior de las cofias con partículas de óxido de aluminio de 50 micras, surco y 5º de

conicidad de los pilares, fuerza de aplicación de 5 Kg durante 10 minutos y uso de una aleación noble de oro-paladio para las cofias que podría permitir un mejor ajuste entre cofia y pilar con menor grosor de película de cemento según Oyagüe et al. (2009); a pesar del almacenamiento de las unidades de experimentación durante 24 h en suero fisiológico antes de someterlas a la tracción. Sin embargo para este mismo tipo de cemento, algún autor encuentra valores de retención a las 24h de la cementación de 191 N, menos de la mitad del valor hallado en el presente estudio (da Rocha et al., 2013). Valores también menores encuentran Mehl et al. (2016) para los tres tipos de cementos de resina que estudiaron: 307 N, 154 N y 107 N tras estar 10 días almacenados en agua desionizada y 311 N, 93 N, 81 N con aplicación de 37.500 ciclos térmicos después de 72 h de conservación en agua desionizada a 37°C condiciones que pueden ser la causa de esta menor retención.

No obstante, comparando los resultados obtenidos para el cemento de resina de la presente investigación con otros cementos de resina como puede ser el 10-MDP (Panavia 21) citado en otros artículos, la retención de 302 N en el antiguo ensayo de Clayton et al. (1997) es un 32% menor, a pesar de sus mejores condiciones experimentales (pilares CeraOne de conicidad 0°, cofias de oro tipo III chorreadas con óxido de aluminio y 15 Kg de fuerza de aplicación), salvo por la inmersión en baño de agua a 37°C durante 24 h. Y tan solo es 22 N menor respecto a un experimento en condiciones similares al anterior pero con pilares de 5,5 mm y mayor conicidad, (Squier et al., 2001), no encontrando un efecto perjudicial significativo en la intensidad de la retención de este cemento, por la influencia de la conservación de las muestras a temperatura ambiente con un 100% de humedad durante 24 horas, tampoco por la aplicación de ciclos térmicos, ni incluso al anodizar la superficie de los pilares. En relación a los datos de Mansour et al. (2002), la diferencia de retención fue de 86 N, lo que supone un 20% menos de retención que el obtenido en este proyecto, lo que puede atribuirse a la inmersión en agua durante 24 horas inmediatamente después del fraguado y pilares de 1,5 mm menos de altura puesto que la mayor o menor altura de los pilares influye en la retención obtenida (Saleh Saber et al., 2012).

El Cemento de Ionómero de Vidrio modificado con Resina o Híbrido, también incorporado al estudio como cemento definitivo o permanente, presenta en este experimento un promedio de retención inicial notablemente alto (253N) pero sin alcanzar los valores del cemento de resina. Por un lado estos cementos incorporan polímeros de resina, que les confieren buenas propiedades mecánicas y por otro lado la fracción de ionómero de vidrio, les proporciona una cierta adhesividad al metal gracias a la quelación de iones metálicos, como expresan algunos autores (Mansour et al., 2002), aunque este proceso puede dilatarse más allá de las 24 horas. La retención obtenida es sensiblemente inferior a la hallada por Maeyama et al., (2005) con el mismo tipo de cemento (477 N) que le aproxima a los valores de los cementos de resina, quizás debido a la diferente marca comercial a pesar de los pilares más cortos y el ambiente húmedo del experimento. También es inferior a los 321 N encontrados para la misma marca de cemento por Nejatidanesh et al. (2014) que igualmente utilizan pilares más cortos y de mayor conicidad y sometimiento a ciclos térmicos. Al contrario, aunque algo menor, esta retención se aproxima a los valores del ensayo de Clayton et al., (1997) que señala 288 N de retención para un cemento similar, condiciones de experimentación más desfavorables pero cofias y pilares en condiciones más favorables para conseguir mayor retención. En el resto de artículos se presentan menores valores de retención, alguno con resultados sólo algo menores (225 N) (Squier et al., 2001), lo que parece indicar que la inmersión en agua o la aplicación de ciclos térmicos no afecta en gran medida y la diferencia podría deberse a la menor altura y mayor conicidad de los pilares. Pero otros estudios obtienen datos relativamente bajos: 190 N (Mansour et al., 2002) y 147,5 N (Sheets et al., 2008), por debajo incluso de los resultados hallados en el presente estudio para los cementos temporal/definitivos de compómero y de ionómero de vidrio. Tanta discrepancia, sobre todo respecto al trabajo de Sheets et al., (2008), es complicado de explicar pues estos autores utilizan pilares más anchos, de menor conicidad y altura similar a los de la presente investigación, chorreado de las cofias y ausencia de humedad y ciclos térmicos; quizás podrían deberse a sesgos en la cementación, al uso de cofias enceradas y no prefabricadas calcinables y menos a la marca comercial del cemento, que aunque era el mismo del presente ensayo presentaba diferente

modalidad de mezclado. En el trabajo de Mansour et al. (2002), el 35% menos de retención encontrado para este cemento, concuerda con el uso de pilares más cortos y cónicos, pero sobre todo con el almacenamiento durante 24 horas a 37°C en un 100% de humedad antes de realizar el ensayo de tracción, puesto que el contacto prematuro con agua de los cementos de ionómero de vidrio, podría dar lugar a un debilitamiento en su estructura y merma de sus propiedades mecánicas debido a su higroscopia o quizás también la diferencia podría estar relacionada con la diferente marca comercial.

En el grupo de cementos denominados temporal/definitivos los resultados obtenidos mostraron un promedio de retención inicial de 126,44 N, la menor retención comparada con las otras dos categorías; y de los dos cementos incluidos en esa categoría, ionómero de vidrio y compómero, la retención más baja la ofrecía el **CIV** con 100,41 N, motivado quizás porque sus propiedades físicas son muy variables, con variaciones en la resistencia, parece ser debido a fallos en su cohesión interna, (Hill y Lott, 2007). No obstante la literatura odontológica muestra valores muy dispares para este tipo de cemento comparados con los datos del presente trabajo: por un lado hay artículos que muestran mayores valores de retención aunque no muy discrepantes, en un rango entre 132 y 174 N (Clayton et al., 1997; Maeyama et al., 2005; Sheets et al., 2008), diferencias explicadas por la diferente metodología y condiciones de experimentación, pilares y cofias, ya comentadas anteriormente. Algo más del doble de retención encuentran Melh et al. (2016) 244 N en condiciones basales y 264 tras aplicar ciclos térmicos. Por otro lado, la retención hallada en otros estudios (Wolfart et al., 2006; Garg et al., 2013) es cuatro y media y hasta siete veces y media mayor que la registrada en el actual trabajo. La posible explicación para los 469 N encontrados por Wolfart et al., (2006) ya ha sido comentada, pero los 750 N de los datos de Garg et al. (2013 y 2014) requieren una aclaración; es posible que el chorreado de las cofias con óxido de aluminio y la aplicación de 5 kg de fuerza durante diez minutos, unido a un altura mayor de 7 mm y a ranuras horizontales en los pilares favorezcan la retención como corroboran Lewinstein et al. (2011), pero no así la permanencia en suero salino a 37°C durante 24h. Quizás la composición del propio cemento utilizado, al que la casa fabricante atribuye propiedades adhesivas a dientes y

pilares, sea otro factor que aumente la retención, añadido a la posible unión química del ácido poliacrílico con restos del óxido de aluminio procedente del tratamiento interno de las cofias, (Vallitu et al., 1997).

En el extremo opuesto, artículos recientes refieren valores de retención muy bajos para el CIV en un rango de 13,41 a 75,7 N, (Nejatidanesh et al., 2012; Güncü et al., 2011). Los dos valores distintos encontrados en el estudio de Güncü et al. (2011) (42,1 N y 75,7 N), dependen de los dos diferentes pilares usados. Pero estos valores tan bajos, que se asemejan más a los obtenidos en la presente investigación después de haber recibido cargas de compresión cíclica, puede explicarse por el almacenamiento de los especímenes durante 24 horas en medio líquido y someterlos a 1.000 ciclos térmicos con temperaturas entre 5 y 55°C antes del ensayo de tracción, y ello aunque se utilizaron cofias en oro-paladio. Los autores no hacen referencia específica a la altura y conicidad de los pilares empleados, pero si indican diferencias en el margen, paredes axiales y tratamiento de superficies. En el estudio de Nejatidanesh et al. (2012) con una retención mínima de 13,41 N, todas las muestras se conservaron a 37°C durante 24 horas, sumergidas en saliva artificial a lo largo de 7 días y sometidas a 5.000 ciclos térmicos (5-55°C); lo que parece indicar también, como en el estudio anterior, la sensibilidad de este cemento a la humedad y los cambios térmicos.

En el caso del **cemento de compómero**, la retención obtenida fue de 161 N, un 50% mayor que la del cemento de ionómero de vidrio, en el nivel de la registrada para el cemento temporal de resina con base de uretano, pero muy alejada de la hallada para los cementos definitivos. Como no se han encontrado referencias de retención de este tipo de cementos en la revisión bibliográfica efectuada, no es posible hacer comparaciones con otros estudios; esta falta de estudios quizás se deba a la poca penetración que tuvo y tiene este cemento no sólo como material restaurador sino también como medio cementante. En general, la mayoría de las investigaciones con este cemento se reducen al ámbito de la odontología restauradora comparando sus diferentes propiedades o características con otros materiales restauradores tales como amalgama, ionómero de vidrio o composites, tanto *in vitro* como *in vivo*; o su comportamiento variando parámetros de la técnica de uso. Sin embargo se

encontraron algunos ensayos de compresión en revistas no indexadas pero sin interés para la discusión. Por otro lado, la casa comercial tampoco cita entre las propiedades de este cemento, la resistencia a la tracción.

No obstante sus valores de retención inicial son en general, salvando las diferentes condiciones experimentales, muy superiores a los valores encontrados para cementos provisionales de óxido de zinc con o sin eugenol, (Mansour et al., 2002; Saleh Saber et al., 2012; Maeyama et al., 2005; Nejatidanesh et al., 2012), muy similar a la de otros estudios, (Michalakakis et al., 2000; Wolfart et al., 2006), aunque muy por debajo de la cifra de 394 N citada por Garg et al, (2013) para el cemento de óxido de zinc eugenol modificado con resina, lo que nos sigue mostrando la gran variabilidad de los datos. Asimismo, la retención inicial de este cemento se encuentra más próxima a la hallada en algunos artículos para el CIV (Clayton et al., 1997; Mansour et al., 2002; Sheets et al., 2008; Maeyama et al., 2005) o para cemento de resina 10-MDP (Nejatidanesh et al, 2012).

En el grupo de cementos temporales solo se experimentó con un **cemento de resina con base de uretano**, que mostraba un valor retentivo inicial promedio de 174,76 N, aproximadamente un tercio más que el promedio de retención encontrada para la categoría temporal/definitiva aunque sin significación estadística, y la mitad de retención si lo comparamos con la categoría de cementos definitivos, siendo esta diferencia estadísticamente significativa. Por otro lado, los valores de retención inicial obtenidos con este cemento están muy próximos o son similares, bien ligeramente por encima o por debajo de los citados por Bresciano et al, (2005); Bernal et al, (2003); Sheets et al, (2008) y Reddy et al (2015). Bernal et al, (2003), realizan el ensayo con el objetivo de valorar la influencia de la conicidad y altura de los pilares en la retención de varios cementos después de una hora en ambiente húmedo a 37°C y refieren niveles de retención promedio para pilares más cortos que los del presente estudio, de 4 mm, y de mayor conicidad, 20° y 30°, entre 125,44 N y 187,18 N, dependiendo de la mayor o menor conicidad. Sin embargo cuando utilizan pilares de 8 mm y mucho más cónicos que los del presente estudio, de 20°, la retención se dispara a 467 N. Este brusco aumento de la fuerza retentiva en una conicidad de 20° del pilar, no concuerda con la

retención esperada para una conicidad tan alta de acuerdo con el antiguo postulado de Jörgensen (1955), según el cual una conicidad cercana a 25° , debería resultar en un descenso de la retención del orden del 75%, para que pueda ser explicada por tan solo el aumento de 1 mm del pilar; quizás el uso de cofias de metal noble y la marca comercial diferente, podrían explicar tales discrepancias. Con el mismo objetivo, el mismo cemento, pero pilares entre 5-9 mm de altura y $0-8^\circ$ de conicidad, Bresciano et al, (2005), hallan 185 N de retención para pilares de 5 mm y 8° de convergencia oclusal; aunque para el resto de muestras, los valores son muy superiores, pudiendo haber influido la menor conicidad (0° y 4°), la mayor altura de los pilares (9 mm), el uso de cofias coladas en oro-paladio, la aplicación de 10 Kg durante 10 minutos y el almacenamiento durante 24 horas previas al ensayo de tracción inicial. Valores similares son los 152 N y 184 N, hallados por Reddy et al. (2015) para pilares con y sin arenado respectivamente. La retención relatada por Sheets et al, (2008), con dos cementos de resina-uretano de casas comerciales diferentes es ligeramente menor, entre 130 N y 172 N, dependiendo de algunos aspectos de la composición/acondicionamiento y a pesar de tratar las cofias con óxido de aluminio y usar pilares de 3° de conicidad y 6,38 mm de altura.

En el extremo opuesto, se encuentran el valor de 125 N con pilares cortos (4 mm) y gran conicidad (30°) del estudio de Bernal et al. (2003) ya comentado, los escasos 61,8 N de Akashi et al (2002), lo que supone casi una tercera parte del valor medio del presente proyecto, y es difícilmente explicable puesto que estos autores utilizan pilares tipo CeraOne en acero inoxidable (0° de conicidad) con una altura de 12 mm, sobre los que cementan cofias sobre cilindros de oro asentadas mediante presión mantenida de 3 minutos con una fuerza de 5 kg, así como tampoco los 55 N (Improv) y 65 N (Premier) obtenidos por Pan et al. (2015). Por el contrario, más de dos veces por encima se encuentran los 467 N del estudio de Bernal et al. (2003) que no requiere ser explicados de nuevo y los 343 N con el mismo cemento señalado por Alfaro et al. (2004), también con pilares de 6° de convergencia pero mayor altura. La mayor altura del pilar, unido a la diferente marca comercial y quizás a la aplicación de fuerza axial de asentamiento de 5 Kg durante 10 minutos explica las diferencias, pues también efectuaban el ensayo de tracción a los 30

minutos. Este resultado es muy similar a los 334 N encontrados por Garg et al. (2014). Con otros autores donde la marca comercial del cemento es idéntica, los resultados dispares son difíciles de explicar y no dependientes de la mezcla, pues la presentación es en jeringa de automezcla, donde aparentemente no caben modificaciones por una incorrecta manipulación. También hay que destacar los 246 N de retención sobre dos implantes y los 436,7 N sobre 4 implantes obtenidos por Michalakis et al. (2007) con el mismo cemento de resina-uretano, a pesar del termociclado y ambiente húmedo del ensayo.

6.3. SOBRE LA RETENCIÓN FINAL POSTMASTICACIÓN Y EL ÍNDICE DE RETENCIÓN.

Completados los ciclos de masticación propuestos y efectuado el ensayo de tracción, los resultados de este trabajo muestran que todos los cementos cualquiera que sea su categoría (temporal, temporal/definitivo o definitivo) han perdido retención en mayor o menor cantidad, correspondiendo la menor retención de 60,97 N a la categoría temporal/definitiva seguida de la temporal con 71,25 N y la mayor retención (263,26 N) a la definitiva, aunque las diferencias sólo son estadísticamente significativas entre la definitiva y el resto. No obstante el mayor porcentaje de pérdida de retención corresponde al **cemento temporal de CRU** con un índice de retención del 64,45% (71,25 N) estadísticamente significativo con respecto a la retención inicial que lo sitúa al nivel el compómero (75 N) y un 50% por encima del cemento de ionómero de vidrio (50,35 N), ambos en la categoría de cementos temporal/definitivos. Esta llamativa pérdida de retención podría favorecer la recuperabilidad de las restauraciones (sólo se necesitarían 7,6 Kg de fuerza para retirarlas) y quizás la permanencia en boca durante más tiempo, sobre todo en sectores anteriores donde las fuerzas de masticación son menores, en valores semejantes a los Newtons de retención final de este cemento.

A pesar de los escasos artículos que aplican ciclos de masticación, una comparación con sus datos de retención final para este cemento muestra que los valores obtenidos en la presente investigación son un 30% mayores que los 55 N citados por Pan et al, (2006) después de 100.000 ciclos de carga

compresiva axial a 75 N y 1,2 Hz; aunque los autores no indican cuál era la retención inicial y por tanto la pérdida de retención del cemento, la menor retención hallada podría estar relacionada con el ambiente de humedad (100% a 37°C) y el termociclado (1.000 ciclos térmicos, 5°C-55°C) del ensayo. Resultados semejantes vuelven a obtener Pan et al. (2015) con la misma metodología y dos cementos diferentes 55 N (Improv) y 65 N (Premier). Se podría argumentar junto con GaRey et al, (1994) que la combinación de ciclos térmicos y de carga compresiva, parecen producir un efecto potenciador en el deterioro de las propiedades de este cemento, de forma que las condiciones favorables de metodología del cementado, la menor conicidad, morfología y mayor altura del pilar que los empleados en el presente trabajo, así como el uso de aleación noble (plata-paladio) en la construcción de las cofias, no son suficientes para lograr una mayor retención. Y al contrario, los datos aquí obtenidos están muy por debajo de los 139 N registrados por Kaar et al. (2006) con el triple de ciclos compresivos (300.000), con carga y frecuencia semejantes (110 N de carga y 80 ciclos/minuto) y habiendo partido de una retención inicial similar, de 175,7 N lo que supone una pérdida de retención tan solo del 20% frente al 64% hallado en el presente estudio y aproximadamente del 12% a los 50.000 ciclos. Esta disparidad en la variación del porcentaje de pérdida de retención, de 0 a 50.000 ciclos (12%) y de 50.000 a 300.000 tan sólo un 8% más frente a 6 veces el incremento del número de ciclos, lleva a estos autores a suponer que el estrés mecánico de la masticación efectivamente reduce la capacidad retentiva de los cementos pero no les afecta siempre en la misma proporción. La explicación puede estar, como siempre, en alguna característica especial de la marca del cemento utilizado, en una mejor adhesión/retención no identificada o quizás en la geometría de los pilares CeraOne, así como en la excelente adaptación que supone el uso de cilindros de oro usados en este estudio y eso a pesar de haber sido almacenados inicialmente durante 72 horas en una incubadora con 100% de humedad a 37°C.

En la categoría de **cementos temporal/definitivos**, aunque los dos cementos que la componen tienen en conjunto e individualmente un índice de retención del 50%, lo que supone la mitad de pérdida de retención desde los

valores iniciales; los datos registrados muestran que la menor retención promedio la ofrece el **cemento de ionómero de vidrio** con 50,35 N. Esta escasa retención que corresponde a 5,1 Kg quizás esté por debajo o en el límite de las fuerzas de masticación habituales, incluso las desarrolladas en los sectores anteriores en población normal e informa de que una restauración asentada con este cemento podría descementarse en un periodo de tiempo no muy largo, circunstancia desfavorable para prótesis fija convencional y no tanto para la implanto-soportada que permitiría su recuperabilidad con poco esfuerzo después de un uso relativamente corto. Sin embargo este resultado está en total desacuerdo con los datos encontrados por Dudley et al. (2008), que con un cemento semejante y en condiciones más desfavorables de partida, pilares ligeramente más cortos y más cónicos (5,5 mm y 8°), ambiente húmedo y termociclado de 500 ciclos entre 5-55°C y alguna favorable como puede ser asentamiento digital durante 10 segundos seguida por carga axial de 5 Kg durante 5 minutos, chorreado de las cofias con óxido de aluminio de 110 micras, aleación noble de oro-paladio o el uso para los ciclos de carga de una máquina específica de desgaste de dientes para simular la masticación promedio humana, encuentra valores de retención postcarga compresiva superiores a los de inicio sin carga (42,6 N), tanto si el registro se hacía después de 192 ciclos (46,2 N), después de 5.000 ciclos (71,4 N) o después de 10.000 ciclos (60,2 N). Quizás la diferente marca comercial del cemento de ionómero de vidrio o la presentación de mezcla manual pueda tener alguna influencia en los resultados o bien diferencias en la caracterización de los ciclos o en la cantidad de carga aplicada, parámetros ambos que no especifican; no obstante todos estos argumentos son poco demostrables y se requiere replicación del experimento para admitir, tal como concluyen los autores, que los ciclos de carga masticatoria no causan detrimento de la capacidad retentiva del cemento estudiado. Sin embargo, en una línea similar estarían los resultados arrojados por el experimento de Mehl et al. (2016) quienes no solo encuentran una fuerza de retención inicial de 244 N y 264 N (con ciclos térmicos) sino que tras la aplicación de 1.200.000 ciclos de carga compresiva la retención es de 225 N y 235 N (junto con ciclos térmicos) lo cual supone una pérdida de retención de menos del 10%. Esto a pesar de unas condiciones experimentales más desfavorables (mayor número de ciclos de

carga y térmicos) aunque podrían explicarse por el arenado de coronas y pilares y el asentamiento mediante fuerza de 50 N durante 10 minutos.

No se dispone de más información, ni de otros estudios de carga compresiva con este cemento para dar más verosimilitud a los anteriores datos y tanto más cuanto que para cualquier tipo de cemento sea provisional, temporal o definitivo, el resto de autores que hacen carga cíclica compresiva, siempre relatan pérdida de retención en mayor o menor porcentaje en relación a valores iniciales sin carga. Nadie relata un aumento de retención del cemento que sea del 75% a los 5.000 ciclos para un tiempo estimado de 6 meses ni mucho menos un aumento del 50% a los 10.000 ciclos; no obstante se comprueba en el estudio de Dudley et al. (2008), que de 5 mil a 10 mil ciclos la retención del ionómero de vidrio ha disminuido aproximadamente en un 15% y quizás continúe disminuyendo a los 50 mil, 100 mil o más ciclos de carga, situándose entonces en niveles inferiores al valor inicial, al igual que el resto de autores.

A diferencia del cemento de ionómero de vidrio, la retención final postmasticación del cemento **compómero**, el otro cemento temporal/definitivo estudiado, fue de 75,12 N, con una pérdida del 51%, retención muy similar a la obtenida por el CRU (71,25 N). Este hallazgo hace posible que ambos cementos sean equiparables en la retención final conseguida, siendo aplicables las consideraciones anteriormente emitidas para el cemento temporal de resina con base de uretano. Si para el compómero no ha sido posible localizar referencias de retención inicial, menos lo es hallarlas post-ciclos de masticación o carga compresiva. Aun así, es evidente que no es un material que arroje valores importantes de retención comparados con los cementos llamados definitivos o permanentes en estudio y aunque se ha encontrado pérdida en su capacidad de retención post-masticación del orden del 50,99%, sin embargo, parece que resiste la función masticatoria ligeramente mejor que el CRU aunque sin que la diferencia entre ellos sea significativa. En cualquier caso debería ser tomado en consideración como cemento de los llamados “de posible recuperación” en prótesis sobre implantes cementada.

Si para los cementos incluidos en las categorías temporal y temporal/definitiva las diferencias de retención inicial y potscarga cíclica son estadísticamente significativas, no lo es así para los **cementos definitivos** donde el cemento de resina se queda al borde de la significación ($p=0,055$) y el CIVmR claramente no ($p=0,155$). En cualquier caso, considerados en conjunto muestran un porcentaje de pérdida de retención del 25,93%, es decir sólo han perdido la cuarta parte de su retención después de 100.000 ciclos de carga quedando en 263,26 N de valor medio. No obstante esta anotación, aunque estadísticamente correcta, es engañosa, pues el cemento de resina sólo pierde el 20,32% de retención quedando en 352,02 N, que es el doble de la pérdida registrada para el CIVmR (174,50 N) que ha perdido un 31,53% de retención.

Estos valores de retención final, los mayores de todo el ensayo, concuerdan con su condición de cementos definitivos o permanentes y suponen que, en un intento de recuperar una restauración unitaria cementada con resina o con CIVmR, habría que ejercer una fuerza de 35,9 Kg y de 17,8 kg respectivamente. Evidentemente estas son fuerzas importantes, difícilmente superables en masticación normal, incluso la de menor magnitud y sobre todo tratándose de fuerzas extrusivas. Por tanto las restauraciones así cementadas serían de difícil o imposible recuperación, al menos en un periodo equivalente a los ciclos aplicados en el ensayo, siendo quizás posible su extracción si con un aumento significativo del número de ciclos permanece la tendencia a aumentar la pérdida de retención, tal como señalaron Kaar et al. (2006), para el CRU o Ongthiemsak et al. (2005) para el óxido de zinc eugenol. No obstante, la aplicación clínica práctica de estos resultados, sugiere claramente que estos dos tipos de cemento, CIVmR y CR, no son adecuados para su uso con prótesis implanto-soportada que necesite ser recuperada, pero sí en cambio, ser clasificados como cementos definitivos para prótesis fija convencional o implanto-soportada no recuperable. Sin embargo es posible que circunstancias no previstas aconsejen la retirada de la restauración; en esta tesitura y con vistas a la recuperabilidad de la prótesis cementada con estos cementos, es evidente que la fuerza de desinserción en ningún caso debería superar las fuerzas de oseointegración, estimadas por Hallgren et al. (2001) en 416 Ncm a partir de un experimento con implantes cilíndricos (4 mm de diámetro y 6 mm de longitud) integrados en tibia de conejo. Los datos obtenidos en el presente

proyecto no superan esa magnitud, pero si ante, un intento de esa índole, la probabilidad de ruptura de la interfase hueso-implante es escasa, no lo es tanto la probabilidad de fractura de algún elemento mecánico-técnico o el propio diente pilar en caso de prótesis convencional; y nunca debería intentarse en las primeras fases de la oseointegración, puesto que Faeda et al. (2009) usando implantes de 10 mm de longitud y 3.75 mm de diámetro en tibias de conejo, encontraron que para la retirada de los implantes mediante torsión en sentido contrario a las agujas del reloj a las 12 semanas de oseointegración sólo se necesitaba un promedio de 54,57 Ncm para la ruptura de la interfase hueso-implante.

Los datos de retención final obtenidos en la presenta investigación con **cemento de resina** (352,02 N) concuerdan con los resultados de Pan et al. (2006) de 351 N obtenidos con un cemento de resina con adhesivo universal, también a 100.000 ciclos aunque con la diferente metodología ya comentada y sin poder comparar cuál ha sido su porcentaje de pérdida de retención, pues no cita valores iniciales. Asimismo están de acuerdo con los valores de retención inicial sin carga de Dudley et al. (2008) con un cemento de resina 10-MDP, estimados en 336,3 N y no así con sus resultados postcarga cíclica que son sensiblemente inferiores, sea el periodo de registro que sea, 176,7 N (192 ciclos), 209,4 N (5.000 ciclos) y 196,8 N (10.000 ciclos). Estos datos, independientemente de la metodología y características ya comentadas de este estudio, suponen una pérdida de retención en el primer registro a los 192 ciclos del 50%, a los 5.000 del 30% y a los 10.000 del 40%; en todos ellos mayor que el 20% de pérdida del presente ensayo. Así pues , menor retención final y mayor porcentaje de pérdida de retención comparado con los datos aquí obtenidos, quizás influenciados por las propias características del ensayo y por el hecho de que los autores manifiesten que los fallos de retención son fundamentalmente de tipo adhesivo, y por tanto quizás no estemos hablando de la misma calidad de cemento. En concreto la casa comercial, señala la necesidad de usar un Alloy Primer, cuando se desea la adhesión a superficies de metales preciosos y titanio. Algo menores son los encontrados por Melh et al. (2016) para el mismo modelo de cemento de 275 N (1.200.000 ciclos compresivos) y 303 N (combinación de ciclos compresivos y térmicos), sin

embargo es ese mismo trabajo encuentran valores muy inferiores, del rango de los temporales, con otros cementos de resina distintos: 123 N y 102 N para cemento Retrieve y 81 N y 86 N para Telio CS Cem, resultados parcialmente explicables por el elevado número de ciclos térmicos 37.500 y compresivos 1.200.000.

Para el **CIVmR**, la retención final obtenida (174,70 N), con ser suficiente para un cemento definitivo, queda muy por debajo de los 246 N (RelyX luting) de Pan et al. (2015) y los 337 N del ensayo de Pan et al. (2006), que suponen prácticamente el doble de retención de la que se obtuvo en el presente trabajo con un CIVmR de automezclado. Quizás, las posibles diferencias de las características físicas inherentes a la marca comercial, y la metodología utilizada puedan explicar sus resultados. Asimismo, como no se efectuó un ensayo de tracción inicial previo a la aplicación de los ciclos de carga y térmicos, no es posible comparar los resultados antes y después y determinar el porcentaje de pérdida de retención del cemento para compararlo con los datos obtenidos en esta investigación.

6.4. SOBRE LA FILTRACIÓN

Respecto a la filtración sufrida por los cementos cuando están inmersos en un medio húmedo que trata de reproducir el ambiente de la cavidad oral, hay pocos estudios disponibles en la literatura odontológica que se refieran a prótesis sobre implantes. Sí los hay, en cierta medida, referidos a prótesis fija convencional, pero sus resultados no son comparables por la diferente naturaleza del “pilar” sobre el que se cementa, diente natural frente a pilar implantológico, y por las características de éstos: forma, tamaño, conicidad, textura superficial, mecanizado frente a tallado manual, etc.

Dada esta escasez de datos publicados no se pueden comparar los resultados obtenidos con los cementos de compómero y CIV, al no existir ningún trabajo donde se estudie la filtración de éstos cuando se emplean con prótesis implanto-soportada. El **cemento de ionómero de vidrio** arrojó unos resultados con un 50 de casos en los que la filtración afectó a la totalidad de la cofia, el resto presentaron algún grado de filtración y no hubo ninguna muestra

sin filtración, hecho explicable por la conocida higroscopia de este material que le hace especialmente sensible a la humedad. Por otro lado el **cemento de compómero** presentó también filtración en todos los casos siendo de grado 4 (afectación total de la cofia) en el 90% de los casos explicable por la propia esencia del compómero, ya que su fracción ionomérica fragua mediante una reacción acido-base que tiene lugar a medida que el material absorbe agua del ambiente oral proceso que se extiende durante semanas (Tyas, 1998).

En cuanto al **cemento de resina con base de uretano** los datos que se han obtenido reflejan una filtración en todas las paredes axiales y la parte superior de la cofia (grado 4) en la totalidad de las muestras lo que concuerda con los resultados obtenidos por Castillo-Oyagüe et al. (2013) con una filtración que afecta a la totalidad de la cofia cercana al 100% de los casos, a pesar de que las muestras sólo se conservaron en agua destilada a 37°C durante 60 días y no fueron sometidas a carga compresiva. Por el contrario los datos difieren mucho de los 2 estudios de Pan et al. (2006 y 2007) que encuentran, con similares condiciones experimentales de carga (100.000 ciclos de 75 N) y además 1.000 ciclos térmicos entre 5-55°C, una ausencia de filtración en el 87,5% y 80% de los casos respectivamente, mientras que la filtración aparecía 40% hasta la mitad de la restauración si se mezclaba el cemento con vaselina. Estos resultados pueden ser explicados si se tiene en cuenta que las muestras sólo fueron inmersas en la solución acuosa de fucsina básica durante 24h y después de haber completado los ciclos de carga y térmicos, estando pues en reposo durante la inmersión.

Para el cemento de **ionómero de vidrio modificado con resina** en el presente estudio sólo se encontró una ausencia de filtración en el 10% de los casos, mientras que el 70% de las cofias se encontraban totalmente filtradas (grado 4). Estos resultados son similares a los de Castillo-Oyagüe et al. (2013) y Oyagüe et al. (2012) a pesar de las grandes diferencias experimentales como ya se mencionó anteriormente. En cambio el trabajo de Pan et al. (2006) cita una ausencia total de filtración con este cemento en todos los casos, lo que parece contradecir las características higroscópicas de este cemento.

Por último, el **cemento de resina** presentó distintos grados de filtración en el 70% de los casos (siendo ésta total en el 40%) y estando el 30% de las coronas exentas de filtración. Resultados que difieren bastante de los

obtenidos en los estudios disponibles: 100% de casos sin filtración en Pan et al. (2006), 80% sin filtración (Pan et al., 2007), y casi la totalidad de muestras sin filtración con diferentes cementos de resina en los estudios de Castillo-Oyagüe et al. (2013) y Oyagüe et al. (2012). Si bien los cementos de resina de los otros experimentos eran distintos al aquí estudiado, la diferencia de resultados encontrada podría deberse entre otras razones al hecho de que para reutilizar las cofias tras el primer ensayo de tracción, hubo de retirarse el cemento que al ser de resina presentaba dificultades para su remoción, pudiendo así durante el proceso de limpieza quedar la dañada la cofia lo que afectaría a su adaptación al pilar favoreciendo por tanto la filtración.

Todos los resultados obtenidos para determinar el grado de filtración pueden verse afectados por otras limitaciones experimentales como por ejemplo que en el proceso de cortado de las cofias parte del cemento pudo desprenderse de las paredes y que la determinación del grado de filtración fue por apreciación visual

COROLARIO FINAL. A la luz de los datos y comentarios emitidos, se constata la distribución errática de los valores retentivos y de filtración de los cementos estudiados en los diferentes autores, probablemente por causas multifactoriales, debidas a diferencias en las calidades de las marcas comerciales, diferencias en la morfología y modificaciones de los pilares, el uso de diferentes materiales, modificaciones y metodología en la construcción de las cofias metálicas, diferencias de metodología en el proceso de cementado, así como las condiciones experimentales (tiempo de inmersión, ciclos térmicos, ciclos de carga, incluida la frecuencia en los ciclos de compresión), lo que sugiere la conveniencia de realizar una normalización de este tipo de estudios, que permita la comparación consistente de los resultados.

7. CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

Con las limitaciones inherentes a este tipo de trabajo de investigación y de acuerdo con los resultados, hipótesis y objetivos planteados, pueden deducirse las siguientes conclusiones:

1. La mayor retención inicial, la exhiben los cementos definitivos con diferencias estadísticamente significativas con respecto a los temporales y temporal/definitivos. De ellos el mayor nivel de retención lo ofrece el cemento de resina.

2. De las tres categorías de cementos en estudio, el promedio más bajo de retención inicial corresponde a los cementos temporal/definitivos sin diferencias significativas con el temporal, siendo el cemento de ionómero de vidrio el de menor retención.

3. La retención de todos los cementos disminuye después de 100.000 ciclos de carga compresiva, mostrando en conjunto el grupo temporal/definitivo la menor retención final, con el cemento de ionómero de vidrio ofreciendo el menor valor absoluto (50,35 N).

4. Los cementos definitivos presentan la mayor retención postmasticación colectiva e individualmente, con diferencias no significativas respecto a la inicial y significativas con el resto de grupos. Al igual que para la retención antes de carga, el cemento de resina muestra el mayor valor de retención.

5. El mayor porcentaje de pérdida de retención recae en las categorías de temporal y temporal/definitivos con diferencias estadísticamente significativas con respecto a la retención inicial, correspondiendo al cemento de resina con base de uretano el mayor porcentaje de pérdida, el 64,45%, y el menor, con un 20,32%, al cemento de resina.

6. El cemento de resina presenta importantes diferencias de retención con el resto de cementos tanto en retención inicial como final.

7. Todos los cementos presentan algún grado de filtración después de ser sometidos a ciclos de carga, siendo el de resina el que menos, aunque sin diferencias estadísticamente significativas entre ellos.

8. los cementos de ionómero de vidrio, compómero y resina con base de uretano pueden contribuir a la recuperabilidad de coronas unitarias cementadas implanto-soportadas.

9. Es posible rechazar en parte la hipótesis planteada pues existen diferencias en la retención inicial y final entre todos los cementos; aunque no así en el grado de filtración.

8. BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

- Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;83:450-5.
- Abt E. Growing body of evidence on survival rates of implant-supported fixed prostheses. *Evid Based Dent.* 2008;9:51-2.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387-416.
- Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5:347-59.
- Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent.* 1997;78:43-7.
- Akashi AE, Francischone CE, Tokutsune E, da Silva W Jr. Effects of different types of temporary cements on tensile strength and marginal adaptation of crowns on implants. *J Adhes Dent.* 2002;4:309-15.
- Akça K, Iplikçioğlu H, Çehreli MC. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17:536-42.
- Albrektsson T, Donos N. Implant survival and complications. The Third EAO consensus conference. *Clin. Oral Implants Res.* 2012;23(Suppl. 6):63-5.

- Alfaro MA, Papazoglou E, McGlumphy EA, Holloway JA. Short-term retention properties of cements for retrievable implant-supported prostheses. *Eur J Prosthodont Res Dent*. 2004;12:33-7.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. 12th ed. St. Louis: Elsevier; 2013a. 17-29.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. 12th ed. St. Louis: Elsevier; 2013b. 307-39.
- Ash MM, Ramfjord S. *Occlusion*. 4^o ed. Mexico DF: Mcgraw-Hill Interamericana; 1996. 50-110.
- Assenza B, Scarano A, Leghissa G, Carusi G, Thams U, Roman FS, Piattelli A. Screw- vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the Beagle. Part 1. Screw and abutment loosening. *J Oral Implantol*. 2005;31:242-6.
- Ayad MF, Rosenstiel SF, Salama M. Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns, *J Prosthet Dent*. 1997;77:116-21.
- Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008;100:422-31.
- Balshi TJ, Hernández RE, Pryszyk MC et al. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J oral Maxillofac Implants*. 1996;11:372-8.
- Barone A, Orlando B, Tonelli P, Covani U. Survival rate for implants placed in the posterior maxilla with and without sinus augmentation: a comparative cohort study. *J Periodontol*. 2011;82:219-26.

- Bernal G, Okamura M, Muñoz CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont.* 2003;12:111-5.
- Binon PP. The external hexagonal interface and screw joint stability: a primer on threaded fasteners in implant dentistry. *QDT.* 2000;23:91.
- Bishop B, Plesh O, McCall W. Effects of chewing frequently and bolus hardness on human incisor trajectory and masseter muscle Activity. *Arch Oral Biol.* 1990;35:311-8.
- Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidey MN. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent.* 1999;82:436-40.
- Bonsor SJ, Pearson GJ. *A clinical guide to applied dental materials.* Amsterdam: Elsevier/Churchill Livingstone; 2013a. 105-23.
- Bonsor SJ, Pearson GJ. *A clinical guide to applied dental materials.* Amsterdam: Elsevier/Churchill Livingstone; 2013b. 124-34.
- Bonsor SJ, Pearson GJ. *A clinical guide to applied dental materials.* Amsterdam: Elsevier/Churchill Livingstone; 2013c. 99-104.
- Bonsor SJ, Pearson GJ. *A clinical guide to applied dental materials.* Amsterdam: Elsevier/Churchill Livingstone; 2013d. 135-61.
- Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part I. *J Prosthet Dent.* 1992;68:737-41.
- Bresciano M, Schierano G, Manzella C, Scretí A, Bignardi C, Petri G. Retention of luting agents on implant abutments of different height and taper. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:594-8.

- Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part I: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8:161-72.
- Cano-Batalla J, Soliva-Garriga J, Campillo-Funollet M, Muñoz-Viveros CA, Giner-Tarrida L. Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:36-41.
- Carter G, Hunter K, Herbison P. Factors influencing the retention of cemented implant-supported crowns. *N Z Dent J.* 1997;93:36-8.
- Casselli DS, Martins LR. Postoperative sensitivity in Class I composite resin restorations in vivo. *J Adhes Dent.* 2006;8:53-8.
- Castillo-Oyagüe R, Lynch CD, Turrión AS, López-Lozano JF, Torres-Lagares D, Suárez-García MJ. Misfit and microleakage of implant-supported crown copings obtained by laser sintering and casting techniques, luted with glass-ionomer, resin cements and acrylic/urethane-based agents. *J Dent.* 2013;41:90-6.
- Chaar MS, Att W, Strub JR. Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2011;38:697-711.
- Chee W, Felton DA, Jonson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: Which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:137-41.
- Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J.* 2006;201:501-7.
- Christensen GJ. Why is glass-ionomer so popular? *J Am Dent Assoc.* 1994;125:1257-8.

- Christensen GJ. Cementing porcelain-fused-to-metal crowns. *J Am Dent Assoc.* 1997;128:1165-7.
- Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:195-202.
- Clayton GH, Driscoli CF, Hondrum SO. The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:660-5.
- Covey DA, Kent DK, St Germain HA, Koka S. Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;83:344-8.
- Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials.* 11th ed. St Louis: Mosby; 2002. 594-620.
- Cranin NA, Rabkin MF, Garfinkel L. A statistical evaluation of 952 endosteal implants in humans. *J Am Dent Assoc.* 1977;94:315-20.
- da Rocha PV, Freitas MA, de Moraes Alves da Cunha T. Influence of screw access on the retention of cement-retained implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2013;109:264-8.
- De Boever AL, Keersmaeker K, Vanmaele G, Kerschbaum T, Theuniers G, De Boever JA. Prosthetic complications in fixed endosseous implant-borne reconstructions after an observations period of at least 40 months. *J Oral Rehabil.* 2006;33:833-9.
- de la Macorra JC, Pradies G. Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Invest.* 2002;6:198-204.

- Diaz-Arnold AM, Williams VD, Aquilino SA. The effect of film thickness on the tensile strength of a prosthodontic adhesive. *J Prosthet Dent.* 1991;66:614-8.
- Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999;81:135-41.
- Dixon DL, Breeding LC, Lilly KR. Use of luting agents with an implant system: Part II. *J Prosthet Dent.* 1992;68:885-900.
- Dmytryk JJ, Fox SC, Moriarty JD. The effects of scaling titanium implants surfaces with metal and plastic instruments on cell attachment. *J Periodontol.* 1990;61:491-6.
- Dudley JE, Richards LC, Abbott JR. Retention of cast crown copings cemented to implant abutments. *Aust Dent J.* 2008;53:332-9.
- Dumbrigue HB, Abanomi AA, Cheng LL. Techniques to minimize excess luting agent in cement-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87:112-4.
- Eckert SF, Wollan PC. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. *J Prosthet Dent.* 1998;79:115-21.
- Emms M, Tredwin CJ, Setchell DJ, Moles DR. The effects of abutment wall height, platform size, and screw access channel filling method on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont.* 2007;16:3-9.
- Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent.* 2005;93:551-8.
- Faeda RS, Tavares HS, Sartori R, Guastaldi AC, Marcantonio E Jr. Evaluation of titanium implants with surface modification by laser beam. Biomechanical study in rabbit tibias. *Braz Oral Res.* 2009;23:137-43.

- Felton DA, Kanoy E, White J. The effect of surface roughness of crown preparations on retention of cemented castings. *J Prosthet Dent.* 1987;58:292-6.
- GaRey DJ, Tjan AH, James RA, Caputo AA. Effects of thermocycling, load-cycling and blood contamination on cemented implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1994;71:124-32.
- Garg P, Gupta G, Prithviraj DR, Pujari M. Retentiveness of various luting agents used with implant-supported prostheses: a preliminary in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2013;26:82-4.
- Garg P, Pujari M, Prithviraj DR, Khare S. Retentiveness of various luting agents used with implant-supported prosthesis: an in vitro study. *J Oral Implantol.* 2014;40:649-54.
- Gervais MJ, Wilson PR. A rationale for retrievability of fixed, implant-supported prostheses: a complication-based analysis. *Int J Prosthodont.* 2007;20:13-24.
- Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1999;81:537-52.
- Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:94-100.
- Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw-or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:239-46.
- Güncü MB, Cakan U, Canay S. Comparison of 3 luting agents on retention of implant-supported crowns on 2 different abutments. *Implant Dent.* 2011;20:349-53.
- Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey J. Elongation preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:529-36.

- Habib B, von Fraunhofer JA, Driscoll CF. Comparison of two luting agents used for the retention of cast dowel and cores. *J Prosthodont.* 2005;14:164-9.
- Hagberg C. Assessments of bite force a review. *J Craniomand Disord.* 1987;1:162-9.
- Hallgren C, Sawase T, Ortengren U, Wennerberg A. Histomorphometric and mechanical evaluation of the bone-tissue response to implants prepared with different orientation of surface topography. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3:194-203.
- Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.* 1997;77:28-35.
- Heinemann F, Mundt T, Biffar R. Retrospective evaluation of temporary cemented, tooth and implant supported fixed partial dentures. *J Craniomaxillofac Surg.* 2006;34:86-90.
- Heintze SD. Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dent Mater.* 2010;26:193-206.
- Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multi-center study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:450-5.
- Heydecke G, Zwahlen M, Nico A, Nisand D, Payer M, Renouard F, Grohmann P, Mühlemann S, Joda T. What is the optimal number of implants for fixed reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 23(Suppl 6):217-28.
- Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am.* 2007;51:643-58.

- Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J*. 2011;56: 67-76.
- Horio T, Kawamura Y. Effects of texture of food on chewing patterns in the human subjects. *J Oral Rehabil*. 1989;16:177-83.
- Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22:301-9.
- Jemt T, Linden U, Lekholm U. Failures and complications in 127 placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: From prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7:40-4.
- Johnson GH, Hazelton LR, Bales DJ, Lepe X. The effect of a resin-based sealer on crown retention for three types of cement. *J Prosthet Dent*. 2004;91:428-35.
- Jørgensen KD. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand*. 1955;13:35-40.
- Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical and esthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(Suppl 6):2-21.
- Juntavee N, Millstein PL. Effect of surface roughness and cement space on crown retention. *J Prosthet Dent*. 1992;68:482-6.
- Kaar D, Oshida Y, Andres CJ, Barco T, Platt JA. The effect of fatigue damage on the force required to remove a restoration in a cement-retained implant system. *J Prosthodont*. 2006;15:289-94.

- Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 4 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:169-78.
- Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont.* 2006;15:20-4.
- Kaufman EG, Coelho DH, Collin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent.* 1961;11:487-98.
- Keith S, Miller B, Woody R, Higginbottom F. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:369-78.
- Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of cemented implant-supported restorations. *J Prosthodont.* 1997;6:193-6.
- Koka S, Ewoldsen N, Dana C, Beatty M. The effect of cementing agent and technique on the retention of a CeraOne gold cylinder: A pilot study. *Implant Dent.* 1995;4:32-5.
- Korsch M, Walther W, Marten SM, Obst U. Microbial analysis of biofilms on cement surfaces: An investigation in cement-associated peri-implantitis. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2014;2:70-80.
- Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw-versus Cement-retained implant restorations: Current concepts. *Implant Dent.* 2010;19:8-15.
- Leempoel P, Lemmens L, Snoek P, Van't Hof M. The convergence angle of tooth preparations for complete crowns. *J Prosthet Dent.* 1987;58:414-6.
- Lepe X, Bales DJ, Johnson GH. Retention of provisional crowns fabricated from two materials with the use of four provisional cements. *J Prosthet Dent.* 1999;81:469-75.

- Lewinstein I, Block L, Lehr Z, Ormianer Z, Matalon S. An in vitro assessment of circumferential grooves on the retention of cement-retained implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 2011;106:367-72.
- Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent.* 1999;81:597-609.
- Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L, Svediene O. Influence of the temperature on the cement disintegration in cement-retained implant restorations. *Stomatologija.* 2012;14:114-7.
- Lührs AK, Guhr S, Günay H, Geurtsen W. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin Oral Investig.* 2010;14:193-9.
- Maeyama H, Sawase T, Jimbo R, Kamada K, Suketa N, Fukui J, Atsuta M. Retentive strength of metal copings on prefabricated abutments with five different cements. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:229-34.
- Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:343-8.
- McAlarney ME, Stavropoulos DN. Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:331-9.
- McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanisms. *Den Clin North Am.* 1998;42:71-89.
- McGlumphy EA, Papazoglou E, Riley R. The combination implant crown: A cement and screw retained restoration. *Compend Contin Educ Dent.* 1992;13:34-41.

- McMillan AS, Allen PF, Bin Ismail I. A retrospective multicenter evaluation of single tooth implant experience at three centers in the United Kingdom. *J Prosthet Dent.* 1998;79:410-4.
- Mehl C, Harder S, Wolfart M, Kern M, Wolfart S. Retrievability of implant-retained crowns following cementation. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:1304-11.
- Mehl C, Ali S, El Bahra S, Harder S, Vollrath O, Kern M. Is There a Correlation Between Tensile Strength and Retrievability of Cemented Implant-Retained Crowns Using Artificial Aging? *Int J Prosthodont.* 2016;29:83-90.
- Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:153-61.
- Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: A critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:719-28.
- Michalakis KX, Pissiotis AL, Hirayama H. Cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:545-9.
- Michalakis K, Pissiotis AL, Kang K, Hirayama H, Garefis PD, Petridis H. The effect of thermal cycling and air abrasion on cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:569-74.
- Mioche L, Bourdiol P, Martín JF, Noel Y. Variations in human masseter and temporalis muscle activity related to food texture during free and side-imposed mastication. *Arch Oral Biol.* 1999;44:1005-12.

- Misch CE. Principles for abutment and prosthetic screws and screw-retained components and prostheses. En: Misch CE, ed. Dental implant prosthetics. 2nd ed. St. Louis: Elsevier-Mosby, 2015a. 724-52.
- Misch CE. Principles of fixed implant prosthodontics: cement-retained restorations. En: Misch CE, ed. Dental implant prosthetics. 2nd ed. St. Louis (Missouri): Elsevier-Mosby, 2015b. 650-99.
- Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compend Contin Dent Educ.* 1994;15:1330-43.
- Misch CE, Bidez MW. Implant protected occlusion. *Prac Periodontics Aesthetic Dent.* 1995;7:25-9.
- Nagasawa T, Yambin X, Tsuga K, Abe Y. Sex difference of electromyogram of masticatory muscles and mandibular movement during chewing of food. *J Oral Rehabil.* 1997;24:605-9.
- Nejatidanesh F, Savabi O, Ebrahimi M, Savabi G. Retentiveness of implant-supported metal copings using different luting agents. *Dent Res J.* 2012;9:13-8.
- Nejatidanesh F, Savabi O, Ebrahimi M, Savabi G. Retentive strength of implant-supported base metal copings over short metal abutments using different luting agents and surface treatments. *Implant Dent.* 2014;23:162-7.
- Ongthiemsak C, Mekayarajjananonth T, Winkler S, Boberick KG. The effect of compressive cyclic loading on retention of a temporary cement used with implants. *J Oral Implantol.* 2005;31:115-20.
- Oyagüe RC, Turrión AS, Toledano M, Monticelli F, Osorio R. In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. *J Dent.* 2009;37:52-8.

- Oyagüe RC, Sánchez-Turrión A, López-Lozano JF, Suárez-García MJ. Vertical discrepancy and microleakage of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported structures luted with different cement types. *J Dent.* 2012;40:123-30.
- Pan YH, Ramp LC, Lin CK, Liu PR. Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retained dental implant restoration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:587-92.
- Pan YH, Ramp LC, Lin CK, Liu PR. Retention and leakage of implant-supported restorations luted with provisional cement: a pilot study. *J Oral Rehabil.* 2007;34:206-12.
- Pan YH, Lin TM, Liu PR, Ramp LC. Effect of Luting Agents on Retention of Dental Implant-Supported Protheses. *J Oral Implantol.* 2015;41:596-9.
- Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:26-34.
- Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14: 865-8.
- Peutzfeldt A. Compomers and Glass Ionomers: Bond strength to dentin and mechanical properties. *Am J Dent.* 1996;9:259-63.
- Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, Catamo G, Piccolomini R. Fluids and microbial penetration in the internal part of cemented-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol.* 2001;72:1146-50.
- Proschel P, Hoffman M. Frontal chewing patterns of the incisor point and their dependence on resistance of food and type of occlusion. *J Prosthet Dent.* 1988;59:617-24.

- Ramp MH, Dixon DL, Ramp LC, Breeding LC, Barber LL. Tensile bond strengths of provisional luting agents used with an implant system. *J Prosthet Dent.* 1999;81:510-4.
- Reddy SV, Reddy MS, Reddy CR, Pithani P, R SK, Kulkarni G. The influence of implant abutment surface roughness and the type of cement on retention of implant supported crowns. *J Clin Diagn Res.* 2015;9:ZC05-7.
- Renouard F, Rangert B. Risk Factors in implant dentistry. Chicago: Quintessence; 1999. 39-66.
- Romeo E, Storelli S. Systematic review of the survival rate and the biological, technical and esthetic complications of fixed dental prostheses with cantilevers on implants reported in longitudinal studies with a mean of 5 years follow-up. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(Suppl 6):39-49.
- Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998;80:280-301.
- Rossomando KJ, Wendt SL Jr. Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater.* 1995;11:47-51.
- Roulet J, Reich T, Blunk U, Noack M. Quantitative marginal analysis in the scanning electron microscope. *Scan Elect Micros.* 1989;3:147-59.
- Saleh Saber F, Abolfazli N, Nuroloyuni S, Khodabakhsh S, Bahrami M, Nahidi R, Zeighami S. Effect of abutment height on retention of single cement-retained wide and narrow-platform implant-supported restorations. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2012;6:98-102.
- Santosa RE, Martín W, Morton D. Effects of a cementing technique in addition to luting agent on the uniaxial retention force of a single-tooth implant-supported restoration: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:1145-52.

- Scheller H, Urgell JP, Kultje C et al. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13:212-8.
- Sheets J, Wilcox C, Wilwerding T. Cement selection for cement-retained crown technique with dental implants. *J Prosthodont*. 2008;17:92-6.
- Sherif S, Susarla SM, Hwang JW, Weber HP, Wright RF. Clinician and patient reported long-term evaluation of screw and cement-retained implant restorations: a 5 year prospective study. *Clin Oral Investig*. 2011;15:993-9.
- Singer A, Serfaty V. Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: A 6-month to 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11:645-9.
- Snyder MD, Lang BR, Razzoog ME. The efficacy of luting all-ceramic crowns with resin-modified glass-ionomer cement. *J Am Dent Assoc*. 2003;134:609-12.
- Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16:793-8.
- Steflik DE, McKinney RV. Historia de la implantología. En: McKinney RV, ed. *Implantes dentales endoóseos*. Barcelona: Mosby; 1993. 8-18.
- Strong SM. What's your choice: Cement- or screw-retained implant restorations? *Gen Dent*. 2008;56:15-8.
- Sunico-Segarra M, Segarra A. A practical clinical guide to resin cements. Berlin: Springer; 2015a. 3-7.
- Sunico-Segarra M, Segarra A. A practical clinical guide to resin cements. Berlin: Springer; 2015b. 25-38.
- Tabata LF, Assunção WG, Adelino Ricardo Barão V, de Sousa EA, Gomes EA, Delben JA. Implant platform switching: biomechanical approach using two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg*. 2010;21:182-7.

- Tarica DY, Alvarado VM, Truong ST. Survey of United States dental schools on cementation protocols for implant crown restorations. *J Prosthet Dent.* 2010;103:68-79.
- Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2002;88:89-95.
- Taylor T, Agar J, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000a;15:66-75.
- Taylor TD, Belser U, Mericske-Stern R. Prosthodontic considerations. *Clin Oral Implants Res.* 2000b;11:101-7.
- The Academy of Prosthodontics. The glossary of prosthodontics terms. *J Prosthet Dent.* 2005;94:10-92.
- Tjan AH, Chiu J. Microleakage of core materials for complete cast gold crowns. *J Prosthet Dent.* 1989;61:659-64.
- Tjan AH, Dunn JR, Grant BE. Marginal leakage of cast gold crowns luted with an adhesive resin cement. *J Prosthet Dent.* 1992;67:11-5.
- Tomasi C, Wennström JL, Berglundh T. Longevity of teeth and implants - a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2008;35(Suppl):23-32.
- Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents, R.H. & Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2004;91:532-7.
- Torstenson B, Brannstrom M. Contraction gap under composite resin restorations: Effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent.* 1988;13:24-31.

- Tyas MJ. Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (compomer). *Oper Dent.* 1998;23:77-80.
- Ulrike F, Werner F, Shigeri U. Marginal adaptation of resin-bonded light-cured glass ionomers in dentin cavities. *Am J Dent.* 1996;9:253-8.
- Vallitu PK, Forss H. Adhesion of glass ionomer cement to a ceramometal alloy. *J Prosthet Dent.* 1997;77:12-6.
- Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Cemented versus screw-retained implant-supported single tooth crowns: A 4-year prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:260-5.
- Wadhvani C, Hess T, Piñeyro A, Opler R, Chung KH. Cement application techniques in luting implant-supported crowns: a quantitative and qualitative survey. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:859-64.
- Wadhvani CPK, Schwedhelm ER, Tarica DY, Chung KH. Implant luting cements. En: Wadhvani CPK, ed. *Cementation in dental implantology: an evidence-based guide.* Berlin: Springer; 2015a. 47-82.
- Wadhvani CPK, Raval NC, Ramer N. Peri-implant disease and cemented implant restorations: a multifactorial etiology. En: Wadhvani CPK, ed. *Cementation in dental implantology: an evidence-based guide.* Berlin: Springer; 2015b. 29-45.
- Wadhvani C, Goodwin S, Chung KH. Cementing an Implant Crown: A Novel Measurement System Using Computational Fluid Dynamics Approach. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18:97-106.
- Wahl C, França FM, Brito REB Jr, Basting RT, Smanio H. Assessment of the tensile strength of hexagonal abutments using different cementing agents. *Braz Oral Res.* 2008;22:19-31.

- Weininger B, McGlumphy E, Beck M. Esthetics evaluation of materials used to fill access holes of screw-retained implant crowns. *J Oral Implantol.* 2008;34:145-9.
- White SN, Furuichi R, Kyomen SM. Microleakage through dentin after crown cementation. *J Endod.* 1995;21:9-12.
- Wilding RJ, Shaikh M. Muscle activity and jaw movements as predictors of chewing performance. *J Orofacial Pain.* 1997;11:24-36.
- Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont.* 1995;8:105-16.
- Wiskott HW, Belser UC, Scherrer SS. The effect of film thickness and surface texture on the resistance of cemented extracoronary restorations to lateral fatigue loading. *Int J Prosthodont.* 1999;12:255-62.
- Wittneben JG, Millen C, Bragger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions-a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(Suppl):84-98.
- Wolfart M, Wolfart S, Kern M. Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:519-25.
- Yamada Y, Yamamura K. Possible factors which may affect phase durations in the natural chewing rhythm. *Brain Res.* 1996;706:237-42.
- Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part I: Surgical results. *J Prosthet Dent.* 1990;63:451-7.

Zhang L, Ding Q, Liu C, Sun Y, Xie Q, Zhou Y. Survival, Function, and Complications of Oral Implants Placed in Bone Flaps in Jaw Rehabilitation: A Systematic Review. *Int J Prosthodont.* 2016;29:115-25.

